

SLOVENSKÁ TECHNICKÁ UNIVERZITA V BRATISLAVE

Stavebná fakulta

Evidenčné číslo: SvF-104289-9967

Funkcionalita a schematické viskoelastické správanie sa ľudského svalu

Diplomová práca

Študijný program: matematické a počítačové modelovanie

Študijný odbor: 9.1.9. aplikovaná matematika

Školiace pracovisko: Katedra matematiky a deskriptívnej geometrie

Vedúci záverečnej práce: RNDr. Mária Minárová, PhD.

Bratislava 2016

Bc. Viera Štecková

Čestné prehlásenie

Vyhlasujem, že som diplomovú prácu vypracovala samostatne s použitím uvedenej odbornej literatúry a s odbornou pomocou vedúceho práce.

Bratislave 19. 05. 2016

..... Vlastnoručný podpis

PodĎakovanie

Ďakujem vedúcej práce RNDr. Márii Minárovej, PhD. za odbornú pomoc a hodnotné rady, ktoré mi ochotne poskytovala pri tvorbe diplomovej práce a prof. Mgr. RNDr. Ing. Jozefovi Sumcovi, DrSc. za cenné konzultácie v oblasti biomechaniky.

Abstrakt

Svaly sú súčasťou každodenného života, od bežných činností až po vrcholové športy. Je dôležité porozumieť ich vlastnostiam, aby sme ich mohli efektívne využívať, rozvíjať a liečiť, prípadne vyvíjať ich náhrady. Jedným z neinvazívnych prostriedkov je počítačové modelovanie svalov. Táto práca sa zaoberá funkcionalitou a schematickým viskoelastickým správaním sa svalu. Vytvorili sme parametrizovaný matematicko – počítačový model vretenovitého svalu zloženého zo svalových snopcov s využitím softvéru ANSYS Mechanical, ktorý sme zaťažili ťahom. Zo získaných výsledkov sme analyzovali vplyv geometrie snopcov na elastickú odozvu svalu.

Abstract

Muscles are an integral part of our everyday lives, from basic activities to top sports. In order for using them effectively, developing and curing them, it is important to understand their properties. The understanding can also aid in the development of artificial replacement muscles. One of the non-invasive tools to research them is the computational modeling of muscles. Our work deals with the functionality and schematic viscoelastic behavior of the muscle. We created a parameterized mathematical and computational model of a fusiform muscle composed of muscle fascicles using ANSYS Mechanical software. Thereafter, we proceeded to apply tension to the modeled muscle. From the obtained results, we analyzed the impact of the geometry of the muscle fascicles to the elastic response of the muscle.

Obsah

Úvod	5
1 Ciele práce.....	5
2 Počítačové modelovanie svalov	6
2.1. Základné rovnice elasticity [6].....	7
3 Anatómia ľudského svalu	11
3.1. Kostrový sval	11
3.2. Kostrové svalové vlákno.....	13
3.3. Usporiadanie kostrových vlákien	15
4 Funkcionalita a viskoelastické správanie sa kostrového svalu.....	17
4.1. Biologický mechanizmus svalovej kontrakcie	20
4.2. Typy svalovej kontrakcie	21
4.3. Úlohy kostrového svalstva	23
4.4. Svalová sila, výkon a výdrž	26
4.5. Faktory ovplyvňujúce vznik svalovej sily	32
4.6. Mechanický model svalu.....	35
4.7. Aplikačný príklad v biostatike	37
5 Matematický model a počítačová implementácia.....	39
5.1. Tvorba geometrie.....	40
5.2. Biomechanická odozva žabieho svalu na zaťaženie ťahom	46
5.3. Biomechanická odozva ľudského svalu na zaťaženie ťahom	52
5.4. Modely vretenovitého svalu	54
6 Záver.....	55
Literatúra.....	56
Príloha	57

Úvod

Priečne pruhované kostrové svalstvo je dôležitou súčasťou opornej sústavy človeka a umožňuje ovládanie tela. Je schopné prispôbiť sa dlhodobej záťaži, pričom sa počas života človeka mení. Vlastnosti svalovej hmoty sa líšia od človeka k človeku. Z toho dôvodu je náročné ich zovšeobecniť a je nutné v klinickej praxi pristupovať k svalovým skupinám pre každého pacienta individuálne. Počítačová simulácia umožňuje skúmať svaly človeka bez invazívnych metód, simulovať rôznorodé zaťaženia a analyzovať získané výsledky, ktoré sú následne aplikovateľné v medicíne, vo fyzioterapii, pri výrobe bionáhrad a taktiež v športovom odvetví.

Predmetom výskumu tejto práce je funkcionálna a schematická viskoelastická správanie sa ľudského svalu. Prezentujeme matematický základ popisujúci elasticitu svalov. Oboznámime sa s anatómiou priečne pruhovaného svalstva a opíšeme jeho fyziologické, biomechanické a viskoelastické charakteristiky. Podľa získaných poznatkov následne vytvoríme geometriu zjednodušeného matematického modelu kostrového svalu, ktorý implementujeme do softvéru ANSYS. Následne ho zaťažíme mechanickým namáhaním a výsledky analyzujeme.

Ciele práce sformulujeme v prvej kapitole. V druhej kapitole načrtujeme zložitosť modelovania svalov a odvodíme základné rovnice elasticity. V tretej kapitole stručne charakterizujeme anatómiu priečne pruhovaného svalu. Funkcionálnu svalovú a jeho viskoelastickú správanie vysvetlíme a na praktických príkladoch názorne ukážeme v štvrtej kapitole. Piata kapitola tvorí experimentálnu časť diplomovej práce, kde pomocou softvéru ANSYS vytvoríme parametrický model svalu, namodelujeme zaťaženie žabieho a ľudského svalu ťahovou silou a zanalyzujeme získané výsledky. Stručné závery práce uvedieme v šiestej kapitole. Súčasťou práce je aj zoznam použitej literatúry a príloha obsahujúca modely svalov.

1 Ciele práce

Hlavným cieľom práce je navrhnúť parametrizovanú geometriu svalu, pripraviť a realizovať simulácie zaťaženia a analyzovať elastické správanie sa ľudského svalu. Aby bol tento cieľ splnený, je potrebné riešiť nasledovné čiastkové ciele:

- 1) Oboznámiť sa s anatómiou, funkcionalitou a mechanikou priečne pruhovaného svalstva.
- 2) Vytvoriť geometrický model vretenovitého svalu a parametrizovať ho.
- 3) Upraviť model pre parametre vybraného žabieho a ľudského svalu a pripraviť vstupné dáta pre simulácie.
- 4) Realizovať simulácie zaťaženia svalou ťahovou silou a získané výsledky analyzovať.

2 Počítačové modelovanie svalov

Poznatky z kineziológie (pohyb človeka), myológie (fungovanie buniek), anatómie (stavba tela), fyziológie (fungovanie ľudského organizmu) využívame v biomechanike pre modelovanie svalov a ich zaťažení aby sme mohli získané poznatky uplatniť v medicíne pri tvorbe protéz, pre odhalenie a následne upravenie pohybových porúch, aj v športe pre dosiahnutie maximálneho výkonu bez negatívnych dôsledkov športovej činnosti.

V prípade testovania ľudského tkaniva sú príprava a vykonanie laboratórnych experimentov administratívne a morálne náročné, keďže je nutné postupovať podľa predpísaných metodík schválených príslušnými orgánmi. Z toho dôvodu je priame meranie založené na odobraní vybraného svalu a jeho následné stimulovanie časovo nákladnou záležitosťou a do popredia sa dostáva počítačové modelovanie svalu a biomechanickej odozvy. Pri vytváraní modelu je však potrebné poznať charakteristiky skúmaného svalu, svalovej skupiny, respektíve segmentu ľudského tela, ktoré sa dajú získať len prostredníctvom laboratórnych experimentov. Okrem už popísaného priameho merania je možné získať niektoré biomechanické vlastnosti svalu aj prostredníctvom kineziologických testov. Hotový matematický model s adekvátnymi geometrickými a fyzikálnymi charakteristikami potom môže byť implementovaný do programového systému, v ktorom prebehne simulácia zaťaženia modelu. Získané výsledky je potrebné analyzovať a vyhodnotiť a následne sú aplikované v klinickej praxi.

Pre tvorbu geometrie aj následné záťažové testy sme zvolili systém ANSYS Mechanical. Vybraný výpočtový systém ANSYS predstavuje nástroj pre štrukturálne analýzy metódou konečných prvkov. Umožňuje tiež termodynamické analýzy, piezoelektrické analýzy, akustické analýzy a tranzientné analýzy.

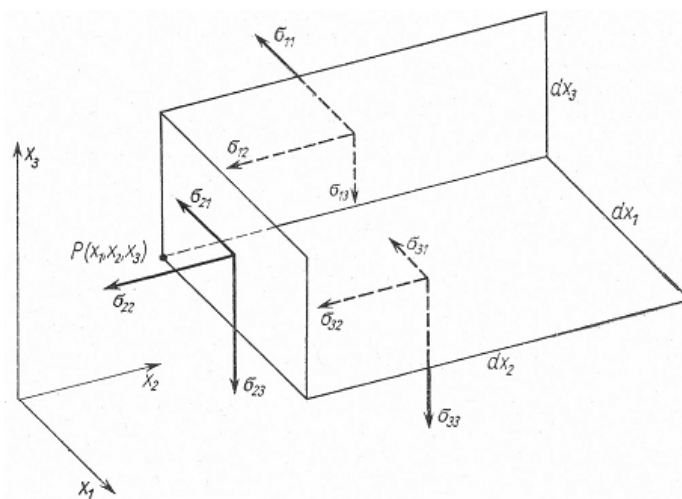
Fyzikálny model fyziologického elastického správania sa svalu je založený na rovniciach pružnosti, Lamého rovniciach. Okrajovými podmienkami determinujúcimi jednoznačnosť riešenia sú všetky uchytenia a zaťaženia. Fyzikálne rovnice sú upravené,

následne aproximované na diskretizovanej oblasti a riešené v softvéri ANSYS metódou konečných prvkov. Pre diskretizáciu oblasti sme použili po častiach lineárne tvarové funkcie.

2.1. Základné rovnice elasticity [6]

Majme hmotné teleso a jeho ľubovoľný bod P. Nech je bod P jedným vrcholom elementárneho hranolu s rozmermi dx_1 , dx_2 a dx_3 . Medzi hmotnými bodmi telesa pôsobia mechanické sily, ktoré vytvárajú napätie. Napätie je sila F [N] pôsobiaca na jednotku plochy S [m²] v deformovanom telese:

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad (1)$$



Obr. 2.1 Tri roviny prechádzajúce bodom P a vektorové znázornenie napätí.

Napätia pôsobiace na elementárny hranol vieme vyjadriť tenzorom napätia s

$$s = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} = (\sigma_{ik}), \quad i, k = 1, 2, 3 \quad (2)$$

Zložky tenzora napätia sú zložkami troch vektorov napätia, ktoré pôsobia v stenách elementárneho hranola, a sú závislé od súradníc x_1, x_2, x_3 :

$$\begin{aligned} S_1 &= (\sigma_{11}(x_1, x_2, x_3), \sigma_{12}(x_1, x_2, x_3), \sigma_{13}(x_1, x_2, x_3)) \\ S_2 &= (\sigma_{21}(x_1, x_2, x_3), \sigma_{22}(x_1, x_2, x_3), \sigma_{23}(x_1, x_2, x_3)) \\ S_3 &= (\sigma_{31}(x_1, x_2, x_3), \sigma_{32}(x_1, x_2, x_3), \sigma_{33}(x_1, x_2, x_3)) \end{aligned} \quad (3)$$

Normálové zložky napätia sú členy na diagonále $\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33}$ a tangenciálne (šmykové) zložky sú $\sigma_{12}, \sigma_{13}, \sigma_{21}, \sigma_{23}, \sigma_{31}, \sigma_{32}$. Tenzor napätia je symetrický, veľkosti napätí na protiľahlých plošných elementoch sú rovnaké, teda

$$\sigma_{ik} = \sigma_{ki}$$

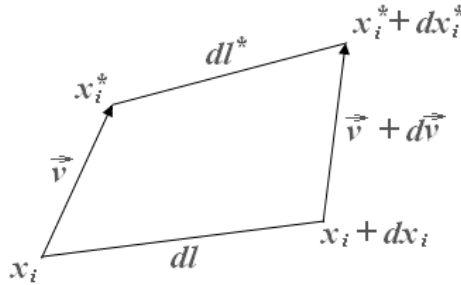
Označme objemovú silu pôsobiacu v ťažisku ako $\mathbf{K} = (X_1, X_2, X_3)$, pôsobenie plošných a objemových síl na hmotné teleso potom môžeme vyjadriť silovou rovnicou rovnováhy v diferenciálnom tvare:

$$\sum_{j=1}^3 \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + X_i = 0, \quad i = 1, 2, 3. \quad (4)$$

Dostávame 3 parciálne diferenciálne rovnice rovnováhy o šiestich neznámych:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_{11}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{21}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{31}}{\partial x_3} + X_1 &= 0 \\ \frac{\partial \sigma_{12}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{22}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{32}}{\partial x_3} + X_2 &= 0 \\ \frac{\partial \sigma_{13}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{23}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{33}}{\partial x_3} + X_3 &= 0 \end{aligned} \quad (5)$$

Označme dva blízke body x_i a $x_i + dx_i$, $i=1,2,3$ a ich vzdialenosť dl . Po deformácii telesa sa bod x_i presunie do bodu x_i^* a bod $x_i + dx_i$ do bodu $x_i^* + dx_i^*$ pričom $\vec{v}$ je vektor posunutia pre prvý bod a $\vec{v} + d\vec{v}$ je vektor posunutia pre druhý bod. Uvažujeme Lagrangeovské súradnice.



Obr. 2.2 Dva body pred a po deformácii

Štvorec vzdialeností bodov x_i a $x_i + dx_i$ pred deformáciou je

$$dl^2 = dx_1^2 + dx_2^2 + dx_3^2 \quad (6)$$

a po deformácii je

$$dl^{*2} = dx_1^{*2} + dx_2^{*2} + dx_3^{*2} = \sum_{i=1}^3 (dx_i + dv_i)^2 \quad (7)$$

Použitím Taylorovho rozvoju je vzťah pre prírastok vektora posunutia

$$dv_i = \frac{\partial v_i}{\partial x_1} dx_1 + \frac{\partial v_i}{\partial x_2} dx_2 + \frac{\partial v_i}{\partial x_3} dx_3, \quad i = 1, 2, 3 \quad (8)$$

Potom pre štvorec vzdialenosti bodov x_i a x_i^* po deformácii platí

$$dl^{*2} = \sum_{i=1}^3 \left[dx_i^2 + 2 \sum_{k=1}^3 \frac{\partial v_i}{\partial x_k} dx_k dx_i + \left(\sum_{k=1}^3 \frac{\partial v_i}{\partial x_k} dx_k \right)^2 \right] \quad (9)$$

Po zanedbaní kvadratického člena dostaneme zjednodušený vzťah pre vzdialenosť bodov po deformácii

$$dl^{*2} = \sum_{i=1}^3 dx_i^2 + \sum_{i,k=1}^3 \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \frac{\partial v_k}{\partial x_i} \right) dx_k dx_i \quad (10)$$

Zavedieme deformačné veličiny $\varepsilon_{ik} = \varepsilon_{ki} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \frac{\partial v_k}{\partial x_i} \right)$

$$\begin{aligned} \varepsilon_{11} &= \frac{\partial v_1}{\partial x_1} & \varepsilon_{12} = \varepsilon_{21} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_1}{\partial x_2} + \frac{\partial v_2}{\partial x_1} \right), \\ \varepsilon_{22} &= \frac{\partial v_2}{\partial x_2} & \varepsilon_{23} = \varepsilon_{32} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_2}{\partial x_3} + \frac{\partial v_3}{\partial x_2} \right), \\ \varepsilon_{33} &= \frac{\partial v_3}{\partial x_3} & \varepsilon_{31} = \varepsilon_{13} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_3}{\partial x_1} + \frac{\partial v_1}{\partial x_3} \right), \end{aligned} \quad (11)$$

čím dostaneme symetrický tenzor nekonečne malých deformácií

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{pmatrix} = (\varepsilon_{ik}), \quad \varepsilon_{ik} = \varepsilon_{ki} \quad (12)$$

a dostaneme nové vyjadrenie pre štvorec vzdialenosti bodov po deformácii

$$dl^{*2} = dx_1^2 + dx_2^2 + dx_3^2 + 2 \sum_{i,k=1}^3 \varepsilon_{ik} dx_k dx_i \quad (13)$$

Diagonálne členy tenzora deformácie predstavujú pomerné predĺženia dĺžkového elementu v smere súradnicových osí

$$\varepsilon_{11} = \frac{\partial v_1}{\partial x_1}, \quad \varepsilon_{22} = \frac{\partial v_2}{\partial x_2}, \quad \varepsilon_{33} = \frac{\partial v_3}{\partial x_3} \quad (14)$$

A členy mimo diagonály reprezentujú polovičné zmeny uhlov medzi dvomi dĺžkovými elementami, ktoré boli pôvodne rovnobežné o osami, pričom $\gamma_{ik} = \gamma_{ki}$ sú celkové hodnoty zmeny týchto uhlov

$$\begin{aligned} \varepsilon_{12} = \varepsilon_{21} &= \frac{1}{2} \gamma_{12}, & \gamma_{12} &= \left(\frac{\partial v_1}{\partial x_2} + \frac{\partial v_2}{\partial x_1} \right) \\ \varepsilon_{23} = \varepsilon_{32} &= \frac{1}{2} \gamma_{23}, & \gamma_{23} &= \left(\frac{\partial v_2}{\partial x_3} + \frac{\partial v_3}{\partial x_2} \right) \\ \varepsilon_{31} = \varepsilon_{13} &= \frac{1}{2} \gamma_{31}, & \gamma_{31} &= \left(\frac{\partial v_3}{\partial x_1} + \frac{\partial v_1}{\partial x_3} \right) \end{aligned} \quad (15)$$

Objemový element $dV = dx_1 dx_2 dx_3$ sa po deformácii získa ako

$$dV^* = dx_1 dx_2 dx_3 \left(1 + \frac{\partial v_1}{\partial x_1} + \frac{\partial v_2}{\partial x_2} + \frac{\partial v_3}{\partial x_3} \right), \quad (16)$$

potom objemovú dilatáciu predstavujúcu zmenu objemu deformáciou môžeme vyjadriť ako

$$\varepsilon = \frac{dV^* - dV}{dV} = \frac{\partial v_1}{\partial x_1} + \frac{\partial v_2}{\partial x_2} + \frac{\partial v_3}{\partial x_3} = \varepsilon_{11} + \varepsilon_{22} + \varepsilon_{33} = \operatorname{div} \mathbf{v} \quad (17)$$

Ďalej predpokladáme, že materiál uvažovaného telesa je homogénny, izotropný a lineárne elastický.

Ak elementárny hranol zaťažíme len normálovými napätiami $\sigma_{11}, \sigma_{22}, \sigma_{33}$, dostávame lineárny vzťah medzi napätiami a deformáciami,

$$\begin{aligned} E\varepsilon_{11} &= \sigma_{11} - \mu(\sigma_{22} + \sigma_{33}) \\ E\varepsilon_{22} &= \sigma_{22} - \mu(\sigma_{11} + \sigma_{33}) \\ E\varepsilon_{33} &= \sigma_{33} - \mu(\sigma_{22} + \sigma_{11}), \end{aligned} \quad (18)$$

kde E [Pa] je Youngov modul pružnosti, μ [-] je koeficient priečnej deformácie a $\frac{1}{\mu}$ je Poissonova konštanta.

Ak zaťažienami budú len tangenciálne zložky napätia $\sigma_{ik} = \sigma_{ki}$, $i \neq k$, potom

$$\gamma_{ik} = 2\varepsilon_{ik} = \frac{2(1+\mu)}{E} \sigma_{ik} = \frac{1}{G} \sigma_{ik}, \quad i \neq k \quad (19)$$

kde γ_{ik} predstavuje šmykovú deformáciu a G [Pa] je materiálová konštanta nazývaná modul pružnosti v šmyku

$$G = \frac{E}{2(1+\mu)} \quad (20)$$

Po sčítaní rovníc (18), dostávame vzťah pre celkovú objemovú deformáciu spôsobenú normálovým napätím:

$$\varepsilon = \operatorname{div} \mathbf{v} = \frac{1-2\mu}{E} (\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}) = \frac{1-2\mu}{E} s \quad (21)$$

Použitím (20) a Kroneckerovho δ môžeme (18) a (19) zjednotiť v spoločnom zápise

$$\varepsilon_{ik} = \frac{1}{2G} \left(\sigma_{ik} - \delta_{ik} \frac{\mu}{1+\mu} s \right), \quad i, k = 1, 2, 3 \quad (22)$$

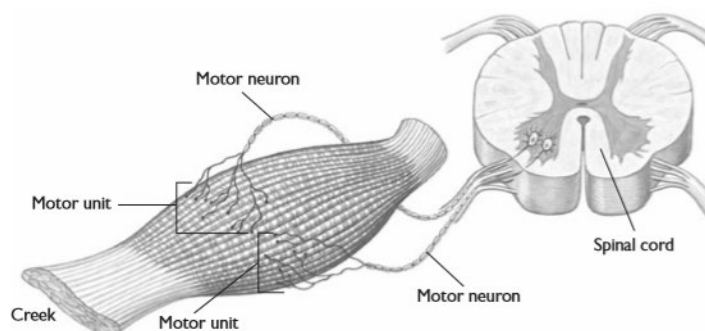
Rovnica (22) je teda všeobecným zápisom pre fyzikálnu závislosť medzi napätím a pomernou deformáciou. Jej zapracovaním do rovníc rovnováhy (4), prípadne (5), a použitím geometrických rovníc (14) dostávame riadiace rovnice pružnosti, Lamého rovnice pre premiestnenia:

$$\Delta \mathbf{v} + \frac{1}{1-2\mu} \nabla (\nabla \cdot \mathbf{v}) + \frac{1}{G} \mathbf{K} = \mathbf{0} \quad (23)$$

3 Anatómia ľudského svalu

V ľudskom organizme sa nachádzajú 3 typy svalových buniek, podľa ktorých rozlišujeme 3 typy svalového tkaniva a to hladké svalové tkanivo, priečne pruhované svalové tkanivo a srdcovú svalovinu.

Priečne pruhované svalové tkanivo, nazývané aj kostrové, tvorí základ svalstva končatín, chrbtových, brušných, hrudníkových, krčných a tvárových svalov. Tkanivá kostrového svalstva riadia miechové a hlavové nervy, pričom sú pod kontrolou mozgovej kôry a teda ako jediný typ svalových vlákien majú vôľovú inerváciu – sú ovládateľné vôľou.



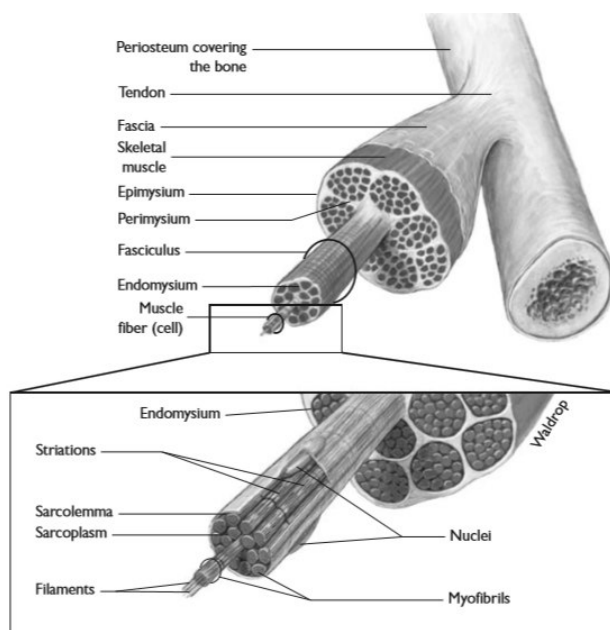
Obr. 3.1 Monosynaptický reflexný oblúk tvorený svalom, motorickým a aferentným neurónom a miechou.

Sval je jediné tkanivo schopné aktívne vyvíjať napätie. Táto vlastnosť umožňuje priečne pruhovanému svalstvu vykonávať dôležitú funkciu v udržaní vzpriamenej polohy tela, v pohybe končatinami a v absorbovaní nárazov. Sval vykonáva svoje funkcie, len ak je vhodne stimulovaný. Z toho dôvodu nervový a svalový systém kooperujú a spoločne sa nazývajú neuromuskulárny systém.

3.1. Kostrový sval

Sval, musculus, je aktívnou jednotkou pohybového ústrojenstva. Kostrový sval je tvorený z priečne pruhovaných svalových vlákien. Priečne pruhovanie je spôsobené striedaním sa tmavších úsekov opticky anizotropných a svetlejších, opticky izotropných, úsekov. Každé svalové vlákno sa skladá z nediferencovanej cytoplazmy, tzv. sarkoplazmy, ktorá obsahuje početné jadrá a veľké množstvo diferencovaných priečne pruhovaných myofibríl. Svalové vlákno je pokryté tenkou blanou – sarkolemou obsahujúcou kolagénové fibrily. Menšie skupinky svalových vlákien sú obalené väzivovou blankou – endomyziom, väčšie skupiny, tvorené snopcami svalových vlákien sú obalené riedkym väzivom – vnútorným perimyziom. Celý sval je obalený vonkajším perimyziom. Všetky väzivové

štruktúry svalu od sarkolemy až po vonkajšie perimyzium na seba nadväzujú a navzájom spolu súvisia.



Obr. 3.2 Štruktúra priečne pruhovaného svalu [2].

U väčšiny svalov sa dá rozlišovať bruško svalu a dva konce, pričom jeden predstavuje začiatok svalu a nazýva sa hlava svalu a druhý, protiľahlý koniec svalu sa nazýva chvost svalu. Na koncoch svalu je z väzivového tkaniva vytvorená šľacha, prostredníctvom ktorej sa sval pripevňuje ku kosti. Šľachy sú tvorené zväzkami kolagénových vlákien, ktoré prebiehajú paralelne pokračujúc v pozdĺžnej osi svalu. Jednotlivé zväzky rôzneho rádu sú pokryté väzivovou blanou, ktorá pokračuje ako vonkajšia blana obaľujúca celú šľachu. Podľa priebehu svalových snopcov a ich vzťahu k šľachám sa rozlišujú 3 hlavné typy svalov, paralelný, sperený a trojuholníkový typ [9]. V prípade paralelného typu prebiehajú snopce takmer rovnobežne s dlhou osou svalu. Ak navzájom paralelne prebiehajúce svalové snopce zvierajú určitý uhol s pozdĺžnou osou svalu, hovorí sa o sperenom type. Pritom sa rozlišujú svaly jednosperené, ktorých svalové snopce sa pripájajú na jeden okraj šľachy, dvojito sperené, ktorých snopce sa pripájajú po oboch stranách šľachy, a mnohosperené svaly, v ktorých sa svalové snopce, usporiadané v podobe mnohých sperených skupín na seba navzájom napájajú. V prípade trojuholníkového typu svalu sa svalové snopce z rôznych smerov zbiehajú k jednej spoločnej šľache [9]. Trojuholníkový typ svalu môžeme svojimi biomechanickými vlastnosťami zaradiť k sperenému typu.

Niektoré svaly majú dve alebo viac hláv, sú to dvojhlavé, trojhlavé a štvorhlavé svaly. Vyskytujú sa aj svaly majúce dve brušká, ktoré sú oddelené vsunutou šľachou, a nazývajú sa dvojbruškové. Niektoré svaly obsahujú niekoľko šľachových priečok.

Pomocné svalové zariadenia, ktoré uľahčujú činnosť svalov sú svalové pokrývky, šľachové pošvy, mazové vaky, sezamské kosti a svalové cievy.

Svalové pokrývky, fascie, sú väzivové blany, ktoré tvoria väzivové puzdrá a obaľujú jednotlivé svaly alebo skupinu svalov. Fascie obsahujú veľké množstvo kolagénových aj elastických vlákien, ktorých orientácia je podmienená funkčnými zvláštnosťami svalu alebo svalovej skupiny spojenej s určitou fasciou. Fascie majú vo všeobecnosti rôznu roztiahnuteľnosť, hrúbku a počet vrstiev. Na mnohých miestach fascie prebiehajúce medzi svalmi ako medzisvalová septa zrastajú s okostnicou a tvoria potom s kosťou osteofasciálne priestory, k stenám ktorých sa pripájajú svaly.

Šľachové pošvy sú trubicové útvary, ktoré obaľujú a pridržiajú šľachu ku kostenému podkladu. Vonkajšia vrstva šľachových pošiev je z kolagénového väziva a vnútorná vrstva je z blany, ktorá produkuje maz. Šľachové pošvy uľahčujú a umožňujú klzanie šľachy v presne určených smeroch. Chránia šľachu pred poškodením o kostené časti pri svalovej činnosti, preto sa vyskytujú na najpohyblivejších miestach končatín v oblastiach ruky a nohy.

Mazové vaky, burzy, sú vakovité útvary vyplnené tekutinou, uložené v miestach najväčšieho pohybu a trenia šľachy, svalu alebo kože. Zmierňujú trenie.

Sezamské kosti sú uložené v niektorých šľachách ako nevelké, ploché, okrúhle útvary. Jedna z plôch kosti je pokrytá chrupavkou a artikuluje s kĺbovou plôškou na kosti. Sezamské kosti sa vyskytujú pri úpone šľachy na kosť, čím zväčšujú páku pôsobenia svalového ťahu a zároveň oddaľujú šľachu od povrchu kĺbu.

Ku každému svalu pristupuje jeden alebo niekoľko nervov a svalových ciev.

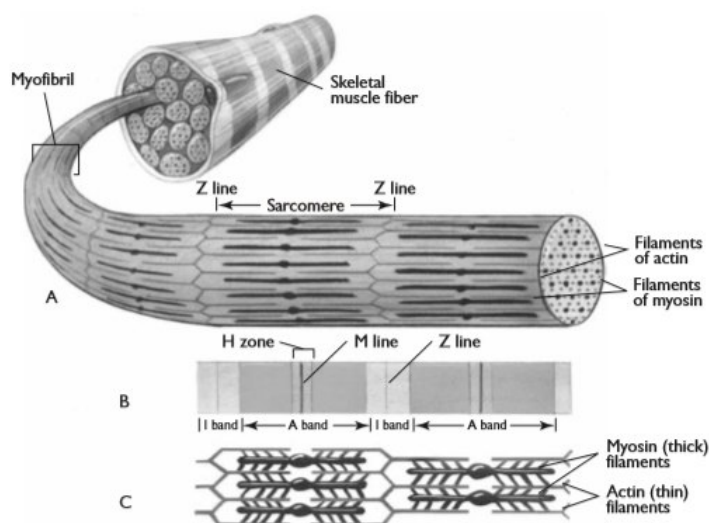
Svalové cievy zabezpečujú výživu svalov. Do každého svalu sú privádzané vetvičky tepien, s okysličenou krvou a živinami, vo svale sa vetvia na terminálne riečisko (vlásočnicová sieť) a odkysličenú krv a splodiny metabolizmu odvádzajú vetvičkami žiliek.

[9]

3.2.Kostrové svalové vlákno

Na rozdiel od hladkej svalovej bunky, ktorej kontrakcie sú pomalé a nedobrovoľné, je kostrové svalové vlákno zložené zo skupiny buniek, ktorých cytoplazmy sú zhodné. Podľa

svojej dĺžky môže mať kostrová svalová bunka niekoľko stoviek až tisícov jadier. Svalové vlákno je tvorené zväzkom navzájom paralelných myofibríl zložených z opakujúcich sa štruktúr, predstavujúcich svalové bunky. Membrána, ktorá ich obklopuje, sa nazýva sarkolema a špecializovaná cytoplazma vyplňajúca svalové vlákno sa nazýva sarkoplazma. Každá myofibrila obsahuje dva typy proteínov, aktín a myozín. Izotropné aktínové filamenty (tenké vlákna) sú svetlejšie a čiastočne sa prekrývajú s tmavšími anizotropnými myozínovými filamentami. Striedanie vzájomne prekrývajúcich a neprekrývajúcich sa úsekov tvorených myozínovými a aktínovými vlákenkami vytvára charakteristické priečne pruhovanie.



Obr. 3.3 Sarkoméra tvorená aktínovými a myozínovými vlákenkami [2].

Jedna svalová bunka sa nazýva sarkoméra a predstavuje základnú funkčnú jednotku svalu. Sarkoméra je zložená z dvoch svetlých tenkých filamentov oddelených jedným hrubším tmavým. Úsek tvorený iba tenkými aktínovými filamentami sa nazýva I-prúžok, izotropný v polarizovanom svetle. Tmavý úsek nazývaný A-prúžok, anizotropný v polarizovanom svetle, je tvorený samostatným úsekom myozínových vlákien, tzv. H-prúžok, a na okraji sa prekrýva s aktínovými vláknami. Okraje sarkoméry tvorené koncami aktínových vlákien tvoria Z-líniu. Celá myofibrila je obvinutá endoplazmatickým retikulom, ktoré na úrovni Z-línie vytvára invaginácie. V tejto oblasti sa nachádzajú vezikuly, ktoré vstupujú do sarkoméry. Vezikuly a retikulum spolu vytvárajú T-systém.[8]

Kostrové svalové vlákno vykazuje mnoho rôznych štrukturálnych, histochemických a povahových charakteristík. Keďže tieto vlastnosti priamo ovplyvňujú funkciu svalu, sú v záujme výskumu mnohých vedcov. Vlákna niektorých motorických jednotiek sa po stimulácii sťahujú rýchlejšie pre dosiahnutie maximálneho napnutia než iné. Z toho dôvodu

sa svalové vlákna rozdeľujú na fázické (FT) a tonické (ST) [2]. FT vlákna vyžadujú iba jednu sedminu času ST vlákien, potrebnú na dosiahnutie vrcholného napnutia. Rozdiel v čase je spôsobený vyššou koncentráciou myozín ATPase v FT vláknach. FT vlákna sú väčšie v priemere ako ST vlákna a zvyčajne sa rýchlejšie unavia. Napriek tomu, že FT a ST svaly generujú približne rovnaké množstvo maximálnej izometrickej sily na plochu priečneho rezu svalu, jedinci s väčším percentom FT vlákien sú schopní vytvoriť väčšiu magnitúdu krútiaceho momentu a sily počas pohybu než jedinci s väčším percentom ST vlákien.

FT vlákna sú delené na 2 skupiny podľa histochemických vlastností [2]. Prvý typ FT vlákien sa vyznačuje odolnosťou voči únave charakteristickou pre ST vlákna. Druhý typ FT vlákien má väčší priemer, obsahuje menej mitochondrií a unaví sa rýchlejšie než prvý typ.

Hoci sú všetky vlákna v motorickej jednotke rovnakého typu, väčšina kostrových svalov obsahuje FT aj ST vlákna, s relatívne vysokou variáciou medzi svalmi aj jedincami.

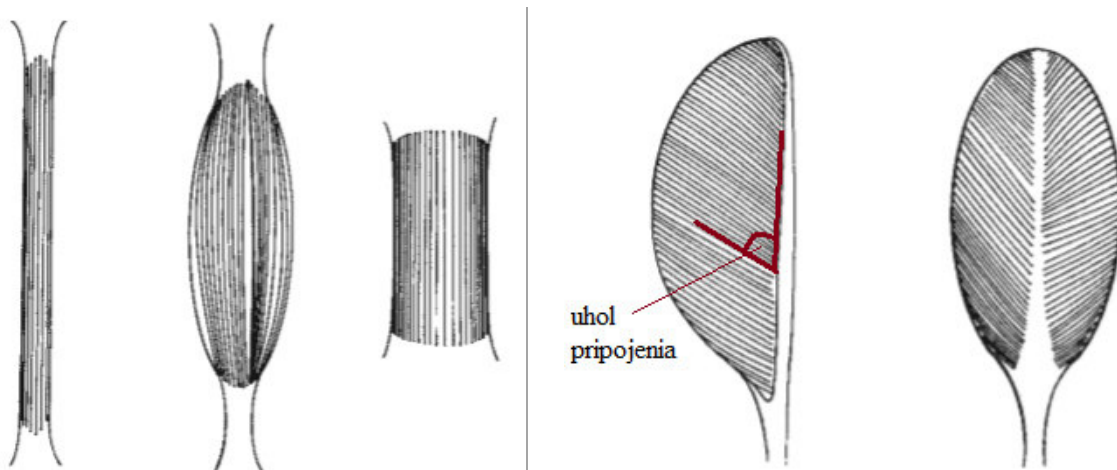
FT vlákna sú nevyhnutné pre výkony vyžadujúce rýchle a silové svalové kontrakcie, ako napríklad šprint a skákanie. Vytrvalostné akcie ako vytrvalostný beh, cyklistika a plávanie vyžadujú efektívnu funkcionálnu únavu odolnejších ST vlákien. Z toho dôvodu majú atléti silových disciplín nezvyčajne vysoký pomer FT vlákien a elitní vytrvalostní atléti abnormálne vysoký pomer ST vlákien, čo ukázali biopsie svalov.

3.3. Usporiadanie kostrových vlákien

Orientácia vlákien v svalu a usporiadanie, ktorým sa vlákna pripájajú na šľachu sa v rámci svalov ľudského tela líši. Tieto štrukturálne rozdiely ovplyvňujú silu svalovej kontrakcie a rozpätie pohybu, v rámci ktorého skupina svalov pohybuje časťou tela.

Usporiadanie svalových vlákien môžeme deliť na dve kategórie, a to paralelné a speredné [2]. Napriek početným možným podkategóriám paralelného a speredného usporiadania vlákien svalu je rozdiel medzi týmito dvomi hlavnými usporiadaniami dostatočný pre rozoberanie biomechanických vlastností svalu.

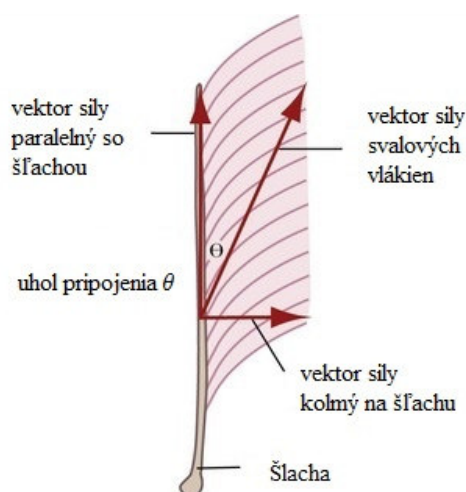
V prípade paralelného usporiadania vlákien, sú vlákna prevažne orientované paralelne s longitudiálnou osou svalu. Vo väčšine svalov s paralelnými vláknami sa nachádzajú vlákna, ktoré neprebiehajú pozdĺž celej dĺžky svalu, ale končia v okolí bruška svalu. Špecializovaná štruktúra niektorých vlákien poskytuje vzájomné prepojenia so susednými vláknami vo viacerých bodoch pozdĺž plochy vlákna, čím umožňuje prenos napätia v okamihu stimulácie svalu.



Obr. 3.4 Vľavo: Paralelné usporiadanie vlákien v svalu. Vpravo: Sperené usporiadanie svalových vlákien [2].

V prípade spereného usporiadania, sú vlákna zoradené pod určitým uhlom vzhľadom k longitudiálnej osi svalu. Každé vlákno v sperenom usporiadaní sa pripája na jednu alebo viac šliach, pričom rozsah dĺžky niektorých vlákien je zhodný s dĺžkou svalu. Svalové vlákna môžu byť pripojené na šľachu pod viac ako jedným uhlom penácie (uhol pripojenia).

Pri vyvíjaní napätia v paralelnom usporiadaní vlákien je primárne každé skrátenie svalu výsledkom skrátenia jeho vlákien. Pri skracovaní vlákien v sperenom usporiadaní rotujú vlákna okolo pripojenia, respektíve, pripojení na šľachy, pričom postupne zväčšujú uhol penácie.



Obr. 3.5 Rozloženie sily svalových vlákien vzhľadom na šľachu.

Nech je v svalových vláknach napätie $F_{\text{vlákno}} = 100 \text{ N}$ a vlákna sú pripojené k šľache pod uhlom pripojenia θ . Silu prenesenú na šľachu $F_{\text{šľacha}}$ vypočítame ako

$$F_{\text{šľacha}} = F_{\text{vlákno}} \cos \theta$$

Pre rôzne uhly θ je efektívna sila prenesená na šľachu nasledovná:

$$\theta = 0^\circ \rightarrow F_{\text{šľacha}} = 100 \text{ N}$$

$$\theta = 40^\circ \rightarrow F_{\text{šľacha}} = 76,6 \text{ N}$$

$$\theta = 60^\circ \rightarrow F_{\text{šľacha}} = 50 \text{ N}$$

$$\theta = 80^\circ \rightarrow F_{\text{šľacha}} = 17,4 \text{ N}$$

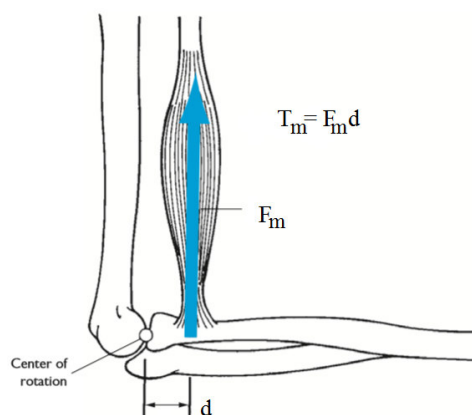
Čím väčší je uhol penácie, tým menšie je množstvo efektívnej sily prenesenej na šľachu, alebo šľachy, pre rozhybanie pripojenej kosti. Pri prekročení uhlu 60° je množstvo efektívnej sily prenesenej na šľachu menšie ako polovica sily vyprodukovanej svalovými vláknami. Ukázalo sa, že šprintéri majú na nohách penačné uhly menšie než diaľkoví bežci. Malý penačný uhol umožňuje väčšiu rýchlosť kontrakcie svalu, teda sval je schopný rýchlejšieho zmrštenia a uvoľnenia svalu v kratšom časovom okamihu, pre vyvinutie väčšej bežeckej rýchlosti.

Hoci sperenie redukuje efektívnu silu generovanú pri danej veľkosti napätia vo vláknach, toto usporiadanie umožňuje obalenie väčšieho množstva vlákien než môže byť obalených v longitudiálnom svale obsadzujúcom rovnaký priestor. Pretože sperené svaly obsahujú viac vlákien na jednotku objemu svalu, sú schopné vytvoriť väčšiu silu než svaly s paralelnými vláknami rovnakej veľkosti. Zaujímavým faktom je, že v prípade hypertrofie svalov dochádza k sprievodnému zväčšeniu veľkosti uhlov pripojenia tvoriacich vlákien, ale aj bez hypertrofie dosahujú hrubšie svaly väčšie penačné uhly.

Paralelné usporiadanie vlákien dovoľuje výraznejšie skrátenie celého svalu než je možné v prípade spereného usporiadania. Paralelne fibrované svaly sú schopné hýbať časťami tela cez väčšie rozpätie pohybu než veľkostne porovnateľné sperené fibrované svaly. Zvyšujúce sa výsledky výskumu ukazujú na rozdiely v regionálnej štrukturálnej organizácii a regionálnych funkčných rozdieloch v rámci daného svalu. [2]

4 Funkcionalita a viskoelastické správanie sa kostrového svalu

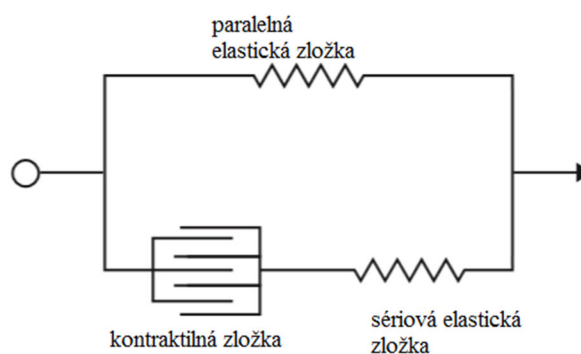
Aktivovaný sval vyvíja napätie, ktorého množstvo je konštantné na celej dĺžke svalu, v obidvoch šľachách a taktiež v miestach úponu svalu na šľachu. Ťažná sila vyvinutá svalom zatiahne za pripojené kosti a vytvorí ťah v kĺboch pokrytých daným svalom. Veľkosť vzniknutej ťažnej sily získame ako súčin svalovej sily a ramena momentovej sily (Obr. 4.1). Ťah v danom kĺbe je vytváraný a ovplyvnený hmotnosťou pripojenej časti tela, vonkajšími silami pôsobiacimi na telo a súčasne napätím v akomkoľvek svale pokrývajúcim kĺb.



Obr. 4.1 Krútiaci moment (T_m) vyvíjaný svalom v kĺbe je súčinom svalovej sily (F_m) a ramena momentovej sily (d) [2].

Charakteristické vlastnosti svalového vlákna sú extenzibilita, elasticita, dráždivosť a schopnosť aktívne rozvíjať napätie [2]. Popísané vlastnosti sú spoločné všetkým typom svaloviny, vrátane srdcovej svaloviny, hladkého a priečne pruhovaného svalstva človeka, rovnako aj iných cicavcov, plazov, obojživelníkov, vtákov a hmyzu.

Vlastnosti extenzibility a elasticity sú spoločné pre mnohé biologické tkanivá. *Extenzibilita* je schopnosť bunkovej steny naťahovať sa alebo rozpínať sa a *elasticita* je schopnosť vrátiť sa do pôvodného stavu. Svalová elasticita vracia sval po natiahnutí do pôvodnej dĺžky v stave pokoja a zaisťuje hladký prechod napätia zo svalu na kosť.



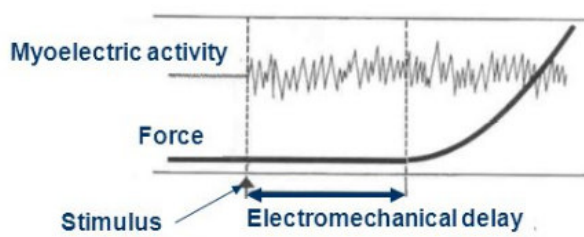
Obr. 4.2 Nelineárny viskoelastický model svalu. Schematické usporiadanie PEC a SEC vzhľadom na kontraktilnú zložku [2].

Elastické správanie sa svalu je vysvetlené existenciou dvoch hlavných zložiek. Paralelná elastická zložka (parallel elastic component PEC) nachádzajúca sa v membráne svalu dodáva odpor pri pasívnom naťahovaní svalu. Sériová elastická zložka (series elastic component SEC), ktorej správanie pripomína pružinu, uchováva elastickú energiu v prípade, keď je napnutý sval natiahnutý. Pomenovania týchto zložiek vychádzajú z paralelného respektíve sériového usporiadania membrán a šliach voči svalovým vláknam, ktoré tvoria kontraktilnú zložku (contractile component CC) (Obr. 4.2). Kontrakcia je spôsobená

elektrochemickou reakciou, pričom chemická reakcia prebieha priamo v svalu a je riadená časovo premenným elektrickým impulzom $a(t)$ centrálnej nervovej sústavy. Veľkosť sily generovanej kontraktilnou zložkou je závislá aj od dĺžky svalu. Elasticita ľudského kostrového svalu je primárne prisudzovaná existencii sériových elastických zložiek.

Oba typy zložiek sa však vyznačujú viskóznymi vlastnosťami, ktoré umožňujú svalu natiahnutie a uvoľnenie v závislosti od času. V prípade udržiavania statického natiahnutia skupiny svalov sa sval postupne predlžuje, pričom sa zväčšuje spoločný rozsah pohybu. Podobne, po uvoľnení natiahnutých svalov nenastane návrat k pôvodnej dĺžke okamžite, sval sa skracuje pozvoľne.

Čas medzi príchodom nervového stimulu a vyvíjaním napätia sa nazýva elektromechanické oneskorenie (elektromechanical delay EMD) (Obr. 4.3). Predstavuje čas, ktorý potrebuje kontraktilná zložka svalu na natiahnutie sériových elastických zložiek, čo spôsobí odstránenie svalovej voľnosti. Trvanie EMD závisí od druhu svalu a kolísava v rozmedzí od 20 do 100 ms. Výskumy ukázali, že kratšie EMD nastáva u svalov s vyšším percentom FT vlákien. Vyvíjanie väčšej svalovej sily je spojené s kratším EMD. Ukázalo sa, že faktory ako dĺžka svalu, typ kontrakcie, rýchlosť kontrakcie a svalová únava, neovplyvňujú dĺžku EMD. Elektromechanické oneskorenie je dlhšie ako kontrakcia začína zo stavu pokoja, teda sval je schopný začať vyvíjanie sily v kratšom čase ako už bol pred začatím kontrakcie aktivovaný. Vyvinutie maximálneho izometrického napätia v svalu môže trvať celú sekundu po EMD. Súčasne u detí je EMD výrazne dlhšie, než u dospelých ľudí. Kratšie časy potrebné na vyvinutie maximálnej sily závisia od vyššieho percenta FT vlákien, trénovaného stavu a veku.



Obr. 4.3 Schematické zobrazenie elektromechanického oneskorenia(EMD) [2].

Ďalšou vlastnosťou svalu je *dráždivosť*, ktorá charakterizuje schopnosť reagovať na stimul. Stimuly, ktoré ovplyvňujú svaly, sú buď elektrochemické, ako potenciálna akcia pochádzajúca z nervu, alebo mechanické, v prípade vonkajšieho úderu do časti svalov. Po stimulácii odpovedá sval *vyvíjaním napätia*.

4.1. Biologický mechanizmus svalovej kontrakcie

Postoj – sedenie, státie, čupenie - je pozícia udržiavaná v tom istom okamihu rôznymi časťami tela, pričom je potrebné zapojenie kostrových svalov prostredníctvom ich zmrštenia, respektíve ich uvoľnenia. Pri kontrakcii, teda sťahu, ktorým sval reaguje na podráždenie, je sval ďalej schopný vyvinúť ťahovú silu, zovrieť zvierače alebo vykonať pohyb. Tieto činnosti sú realizované nervovým systémom.

Reflex zodpovedá motorickej odpovedi, ktorá je nedobrovoľná a predvídaná a je spôsobená špecifickým stimulom. Reflexný oblúk predstavuje nervové spojenie medzi receptorom, nervovým centrom a efektorom. Najjednoduchší nervový oblúk sa nazýva monosynaptický a tvorí ho 5 zložiek, ktoré sú v poradí *receptor*, *afferentný neurón* (senzitívna dráha), *centrum spracovania informácie* (napr. miecha), *motorický neurón* (eferentná dráha) a *efektor* (sval).

Podľa efektora sa rozlišuje typ reflexu. Ak je vykonávateľom nervovej správy (efektorom) kostrové svalstvo, hovoríme o somatickom reflexe, v prípade reakcie vnútorných orgánov a žliaz hovoríme o autonómnom reflexe.

K hlavným somatickým reflexom [8] zaradíme *myotatický reflex*, receptorom je sval, *flexorový reflex* (obránný), receptorom je pokožka, a *rytmický reflex*, pri ktorom nie je receptor jednoznačný (chôdza).

Myotatický reflex je kontrakcia svalu, ktorá vzniká ako odpoveď na vlastné natiahnutie. Každý somatický sval je zložený z množiny svalových vlákien, ktoré sú inervované motoneurónmi α . Každý motorický neurón inervuje niekoľko svalových vlákien, ktoré aktivuje synchronne. Funkčná sústava tvorená motoneurónmi a jemu prislúchajúcimi svalovými vláknami sa nazýva *motorická jednotka*. Podľa počtu svalových vlákien každej motorickej jednotky je kontrola kontrakcie svalu viac alebo menej stupňovaná, čo predstavuje od 6 až 8 vlákien pre okulomotoriku (motoriku oka) až po niekoľko tisícov vlákien pre svaly končatín. Počas kontrakcie pri rastúcej sile sa frekvencia činnosti motorických vlákien vyvolaná motoneurónmi α postupne zvyšuje, pričom súčasne sa zvyšuje aj počet zapojených motorických jednotiek.

Nervová informácia je prenášaná pozdĺž motorických vlákien α vo forme sledu akčného potenciálu. Na presynaptickej úrovni dochádza k uvoľneniu acetylcholínu, ktorý sa následne napája na postsynaptické receptory. Kombinácia mediátor-efektor spôsobí lokálnu

depolarizáciu, tzv. potenciál motorickej platničky, ktorý má vždy dostatočnú amplitúdu aby vyvolala tvorbu akčného potenciálu.

Táto neurónovo-svalová synapsia vytvára kódovanie 1 na 1 (jeden akčný potenciál na motorickom vlákne pre jeden akčný potenciál na svalovom vlákne, ktoré inervuje), ktoré je realizované na úrovni centrálného nervového systému a je bez modifikácií priamo poslané k eferentnému systému.

Svalový akčný potenciál šírený pozdĺž membrány vlákna regeneratívne je prenášaný elektricky pozdĺž vezikúl. Tieto elektrické vzruchy spôsobujú v sarkoplazme uvoľnenie katiónov Ca^{2+} . Katióny sa fixujú na troponín, ktorý sa uvoľňuje z aktínových filamentov, a vytvárajú spolu tropomyozín. To spôsobí uvoľnenie lôžok pre naviazanie myozínu na molekulách aktínu. Myozínové hlavičky sa teda napoja na molekuly aktínu a vyvolávajú klzanie filamentov vzhľadom na seba, alebo, ak je odpor v pohybe dôležitý, podnecujú vytvorenie sily. Potrebná energia pochádza z hydrolýzy molekuly adenozíntrifosfátu (ATP). Akonáhle už viac nie je membrána excitovaná, pumpa na katióny Ca^{2+} , nachádzajúca sa v membráne retikula, znovu začlení tieto ióny do retikula.

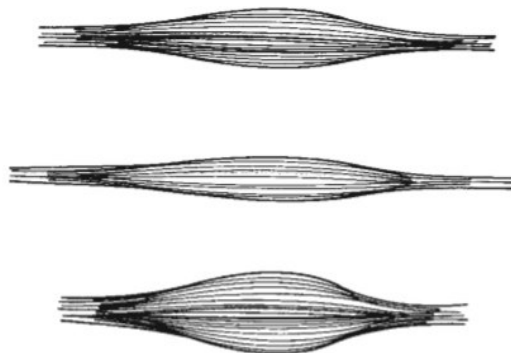
Aj keď svalová kontrakcia spotrebuje energiu vo forme hydrolýzy ATP, koncentrácia tejto molekuly sa počas kontrakcie nemení. ATP je totiž po svojom spotrebovaní automaticky regenerovaná z energeticky bohatšej molekuly fosfokreatínu. Od začiatku svalového cvičenia, ale aj po jeho skončení, rôzne metabolické procesy znovu vytvárajú zásobu fosfokreatínu z metabolitov alebo zo svalových zásob glykogénu. [8]

4.2. Typy svalovej kontrakcie

Okrem biologického pohľadu na svalovú kontrakciu je v prípade biomechaniky dôležité aj makroskopický pohľad na charakter kontrakcie. Svaly v stave pokoja sú udržiavané v stave čiastočnej kontrakcie, teda napätie vyvíjané svalom je nenulové, pričom hovoríme o kľudovom napätí svalu. Tento stav sa nazýva svalový tonus. Na druhej strane svalový tetanus predstavuje sumu veľkého množstva malých kontrakcií, ktoré sa prejavuje ako trvalý sťah svalových vlákien sprevádzaných silnými bolesťami.

Akcie, ktoré vykonáva sval ako odozvu na podnet, môžeme klasifikovať podľa zachovania a zmeny jeho charakteristík, ktorými sú zmena dĺžky svalu, rýchlosť jej zmeny a zmena napätia vyvíjaná svalom. O izokinetickej akcii hovoríme pri zmene dĺžky svalu a jeho konštantnej rýchlosti skracovania respektíve predlžovania. Ak sa mení dĺžka svalu, ale ním vyvíjané napätie je konštantné, hovoríme o izotonickkej akcii svalu. Vzniká len v

laboratórnych podmienkach, kedy je sval odobraný z tela. V prípade zaťaženia závažím sa odobraný sval natiahne, ak je podráždený vhodným elektrickým podnetom, skrúti sa a bude dvíhať závažie smerom nahor. V reálnych podmienkach nastáva takzvaná auxotonická akcia, pri ktorej sa mení napätie vyvíjané svalom aj dĺžka svalu.



Obr. 4.4 Zhora: sval v stave pokoja, natiahnutý sval a skrútený sval. [2]

Keď svalové napätie spôsobí ťah väčší než je odporový krútiaci moment pri kĺbe, sval sa skrúti, čo vyvolá zmenu uhlu pri danom kĺbe. Skrútenie svalu predstavuje koncentrickú kontrakciu a výsledný pohyb kĺbu sa vykoná v smere vektora celkového krútiaceho momentu vytvoreného svalmi. Jedno svalové vlákno je schopné skrútiť sa na polovicu svojej dĺžky v stave pokoja.

Svaly ale môžu vyvinúť napätie bez skrútenia sa. Ak je antagonický (spätný) krútiaci moment v kĺbe pokrytý svalom rovný krútiacemu momentu vytvoreného svalom (s výsledným nulovým krútiacim momentom), dĺžka svalu ostane nemenná a nedôjde k žiadnemu pohybu v kĺbe. V prípade, ak je svalové napätie nenulové a súčasne nedochádza k zmene dĺžky svalu, kontrakcia je izometrická. Názorným príkladom sú kulturisti, ktorí vyvíjajú izometrické napätie pre zvýraznenie svojich svalov počas súťaže. Vyvinutie izometrického napätia na oboch koncoch končatiny súčasne zväčšuje priečny rez napnutým svalom. Napríklad v prípade napnutia ramenných svalov tricepsu a bicepsu, kedy nedochádza k pohybu v ramennom ani lakt'ovom kĺbe.

Ak antagonistický (spätný) krútiaci moment prekoná veľkosť krútiaceho momentu vytvoreného svalovým napätím, sval sa predĺži. Kontrakcia je excentrická a smer pohybu kĺbu je opačný k smeru vektora celkového svalového krútiaceho momentu. Excentrické napätie vzniká napríklad v lakt'ových flexoroch (ohýbačoch) počas vystierania lakt'a alebo vo fáze spúšťania závažia pri posilňovaní s činkami.

Nech bicepsový sval pripájajúci sa na lakt'ovú kosť vo vzdialenosti $a = 2,5$ cm od lakt'ového kĺbu vyvíja ťah s veľkosťou $F_B = 250$ N kolmo ku kosti a tricepsový sval, ktorého

vzdialenosť úponu od lakt'ového kĺbu je $b = 3 \text{ cm}$, vyvíja ťah $F_T = 250\text{N}$ kolmo ku kosti (Obr). Z momentovej rovnice rovnováhy si vyjadríme moment:

$$\sum M_i = 0 \implies M + F_B b - F_T a = 0$$

$$M = F_T a - F_B b = 200\text{N} \cdot 0,03\text{m} - 250\text{N} \cdot 0,025\text{m} = -0,25\text{Nm}$$

Veľkosť krútiaceho momentu prítomného v lakt'ovom kĺbe je záporná, čo znamená, že v kĺbe dochádza k extenzii.[11]

Excentrické napätie slúži ako brzdiaci mechanizmus pre kontrolu rýchlosti pohybu. Bez prítomnosti excentrického napätia vo svaloch, predlaktie, ruka a závažie by nekontrolovane padali v dôsledku tiažovej sily.

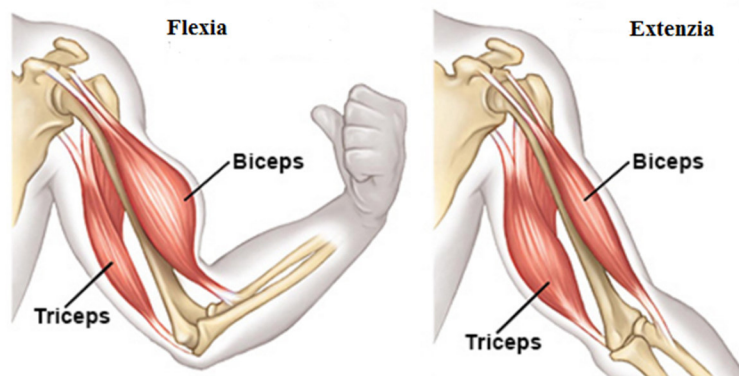
Výskum indikuje, že zlepšenie schopnosti vyvinúť napätie v koncentrických, izometrických a excentrických podmienkach je najľahšie dosiahnuteľné prostredníctvom príslušného tréningového režimu pre jeden typ kontrakcie. [2]

4.3. Úlohy kostrového svalstva

Stimulovaný sval je schopný len vyvíjať napätie. Keďže zriedkavo je zapojený iba jeden sval, hovoríme o funkcii alebo úlohe, ktorú vykonáva daný sval spoločne s ostatnými svalmi pokrývajúcimi daný kĺb.

Ak sa sval zmršťuje a spôsobuje pohyb časti tela v kĺbe, nazývame ho agonistom alebo pohybovačom. Keďže pohyb zabezpečuje viacero rôznych svalov súčasne, existuje rozdiel medzi hlavným a pomocnými agonistami. Všetky svaly napojené na jeden kĺb a zastávajúce úlohu agonistu súčasne vyvíjajú napätie alebo sú v pokoji.

Svaly, ktoré vykonávajú opačnú úlohu ako agonistické svaly sa nazývajú antagonistami respektíve odporovači. Vyvíjajú opačné napätie v rovnakom okamihu ako agonisti spôsobujú pohyb. Agonisti a antagonisti sú zvyčajne umiestnení na opačných stranách kĺbu. Počas flexie (ohnutia) lakt'a, triceps môže pôsobiť ako antagonista vyvíjajúc odporové napätie proti bicepsu, ktorý má úlohu agonistu. V prípade extenzie (vystretia) lakt'a má triceps úlohu agonistu a biceps preberá spávanie antagonistu (Obr. 4.5). Napriek tomu, že „skillful movements“ nie sú charakterizované priebežným napätím v antagonistických svaloch, antagonisti často poskytujú kontrolné alebo brzdiace akcie, obzvlášť na konci rýchlych silových pohybov. Zatiaľ čo agonistické svaly vyvíjajú výraznú aktivitu počas akcelerácie časti tela, antagonisti sú aktívni primárne pri jeho brzdení (negatívnej akcelerácie). Napríklad, keď osoba beží z kopca, kvadriceps funguje excentricky ako antagonista, čím kontroluje rozsah ohnutia kolena.



Obr. 4.5 Vľavo – flexia lakťa, biceps je agonista a triceps antagonista, v pravo – extenzia lakťa, triceps preberá úlohu agonistu a biceps sa stáva antagonistom.

K iným úlohám svalov patrí stabilizovanie tela proti určitej sile. Tá môže byť vnútorná, majúca pôvod v napätí iných svalov, alebo vonkajšia, pochádzajúca napríklad z váhy zdvíhaného telesa.

Ak chceme napríklad zistiť veľkosť sily F_m produkovanej tricepsom brachia na stabilizáciu externej sily $F_e = 200\text{N}$, využijeme vetu o rovnosti momentov:

$$M_1 = M_2$$

$$M_1 = F_e d_e \quad M_2 = F_m d_m,$$

kde d_e predstavuje vzdialenosť bodu, v ktorom pôsobí externá sila, od lakťového kĺbu a d_m je kolmá vzdialenosť medzi lakťovým kĺbom od miesta úponu tricepsu (Ob).

Dosadením do rovnosti získame vzťah, z ktorého si vyjadríme rovnicu pre výpočet F_m :

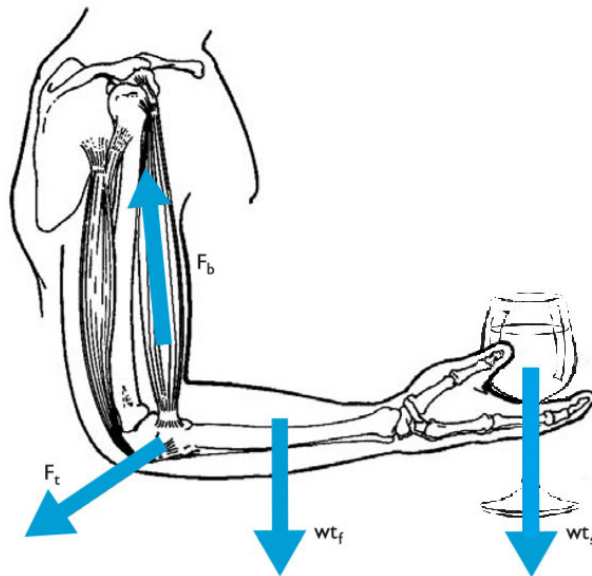
$$F_e d_e = F_m d_m \implies F_m = \frac{F_e d_e}{d_m} = \frac{200\text{ N} \cdot 25\text{ cm}}{2\text{ cm}} = 2500\text{ N}$$

Teda triceps musí vyprodukovať tenziu o sile 2500N. [11]

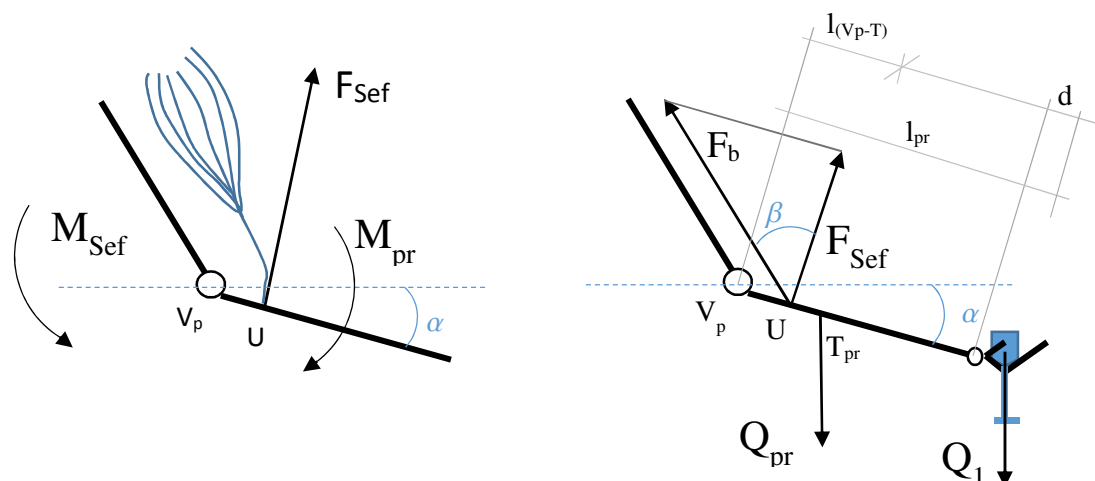
Ďalšou možnou úlohou svalu je úloha neutralizéra. Neutralizéry zabraňujú nežiadúcim doplnkovým prejavom, ktoré nastávajú pri vyvolaní koncentrického napätia agonistami. Napríklad, keď sval spôsobuje súčasne flexiu a abdukciu (odtiahnutie, pohyb končatiny od strednej línie tela nabok) v danom kĺbe, ale potrebná je len flexia, neutralizér spôsobí addukciu (priťahovanie, pohyb končatiny smerom k strednej línii tela), ktorá eliminuje nežiaducu abdukciu. Biceps brachia vyvinie koncentrické napätie, pričom sa súčasne vykoná flexia v lakti a supinácia predlaktia (otáčavý pohyb predlaktia dlaňou smerom hore). Proti nevyžiadanej supinácii pôsobí ako neutralizér sval pronator teras (pronujúci sval oblý).

Vykonanie pohybu v ľudskom tele zahŕňa akcie rôznych svalových skupín pôsobiacich súčasne alebo sekvenčne. Napríklad úloha zdvihnutia pohára s vodou zo stola vyžaduje zapojenie viacerých svalových skupín, ktoré vykonávajú odlišné úlohy.

Stabilizačné úlohy zabezpečujú skapulárne svaly (svaly lopatky a ramena), flexné a extenzné svaly zápästia. Agonistami sú flexné svaly prstov, lakt'a a ramena. Pretože hlavné ramenné flexory (anteriórny deltoid, pectoralis major) vyvolávajú horizontálnu addukciu, horozintálne abduktory (stredný deltoid, supraspinatus) pôsobia ako neutralizéry. Rýchlosť pohybu počas zdvíhania pohára môže čiastočne kontrolovať antagonistická aktivita v lakt'ových extenzoroch (extenzných svaloch). Pri vrátení pohára na stôl je pohyb vyvolávaný primárne gravitáciou, pričom antagonistická aktivita v lakt'ových a ramenných flexoroch kontroluje rýchlosť pohybu.[2]



Obr. 4.6 Krútiaci moment vyvíjaný bicepsom brachii (F_b) pôsobí proti krútiacemu momentu vyvíjaného tricepsom brachii (F_t), hmotnosti predlaktia a ruky (wt_f) a hmotnosti pohára (wt_s).



Obr. 4.7 Schematické znázornenie síl pôsobiacich v hornej končatine pri držaní závažia (pohára) v ruke.

Využívajúc základné znalosti z mechaniky si odvodíme vzťah na určenie sily, ktorú musia vyvinúť agonistické svaly ramena pri zdvihnutí pohára. Uvažujme zjednodušenie,

kedy sú ramenné flexory zastúpené bicepsom brachii a sila v ňom pôsobiaca je rovnobežná s osou ramena. Schematické vyjadrenie úlohy sa nachádza na Obr. 4.7. Ak ruka drží pohár v rovnovážnej polohe, teda nedochádza k pohybu, platí pre predlaktie podmienka rovnováhy:

$$M_{pr} - M_{sef} = 0, \quad \text{teda} \quad M_{sef} = M_{pr},$$

kde M_{pr} je krútiaci moment predlaktia a M_{sef} je krútiaci moment efektívnej sily, ktorý získame ako $M_{sef} = F_{sef} (\overline{V_p U})$, pričom $\overline{V_p U}$ je vzdialenosť lakt'ového kĺbu od miesta úponu svalu bicepsu brachii a F_{sef} je efektívna sila. Krútiaci moment pôsobiaci na predlaktie je:

$$M_{pr} = \sum Q_i l_i = [Q_1 (l_{pr} + d) + Q_{pr} l_{(vp-T)}] \cos \alpha$$

Q_{pr} je tiažová sila predlaktia a ruky, Q_1 je tiažová sila, ktorou pôsobí pohár na ruku, α je uhol medzi predlaktím a horizontálnou rovinou, $l_{(vp-T)}$ je vzdialenosť ťažiska predlaktia a lakt'ového kĺbu a d je vzdialenosť ťažiska pohára od zápästného kĺbu. Po dosadení do rovnice rovnováhy a úprave oboch strán získame:

$$F_{sef} = \frac{M_{pr}}{(\overline{V_p U})}$$

A teda svalová sila pôsobiaca v bicepse brachii potrebná na udržanie pohára sa určí podľa vzťahu

$$F_b = \frac{F_{sef}}{\cos \beta}$$

kde β je uhol medzi silou pôsobiacou kolmo na predlaktie a silou v bicepse brachii. Určenie síl pôsobiacich v svaloch je teda možné zjednodušene určiť pomocou znalostí z mechaniky. Uvažujúc biologické vlastnosti kostrového svalstva sa z mechaniky odvodila biomechanika, ktorej hlavné pojmy sú vysvetlené v nasledujúcej podkapitole.

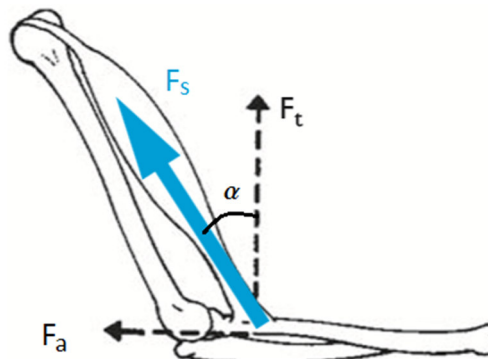
4.4. Svalová sila, výkon a výdrž

V praktických štúdiách svalových funkcií sa vlastnosti svalu, týkajúce sa vyvíjania sily, popisujú pomocou svalovej sily, moci a výdrže. Tieto vlastnosti svalových funkcií majú významné dôsledky na úspešnosť v rôznych formách namáhavej fyzickej aktivity, napríklad v rúbaní dreva, hode oštepom alebo vysokohorskej turistike. U seniorov alebo jedincov s neuromuskulárnymi poruchami alebo zraneniami je udržanie dostatočnej sily a výdrže nevyhnutné pre vykonávanie každodenných aktivít a predchádzaniu zraneniam.

Svalová sila

Vzťahy medzi dĺžkou a napätím a silou a rýchlosťou sú získané z kontrolovaných laboratórnych experimentov, pričom je odobraný a následne sledovaný len jeden sval. V prípade vyhodnotenia celkovej sily vyvinutej svalom je ale nutné uvažovať nielen konkrétny sval, ale celú svalovú skupinu zúčastňujúcu sa na aktivite.

Najpriamejšie vyhodnotenie sily vyvinutej svalom je získané meraním maximálneho krútiaceho momentu generovaného skupinou svalov pri danom kĺbe. Svalová sila je teda funkciou celkovej schopnosti danej svalovej skupiny generovať silu. Presnejšie, svalová sila je schopnosť svalovej skupiny generovať krútiaci moment v danom kĺbe. Znázorňujeme ju ako vektor, ktorý pôsobí na páku pohybovanej časti v mieste svalového úponu a smer jeho pôsobenia je daný funkčnou osou svalu. Pri svaloch s paralelným usporiadaním je funkčná os totožná s anatomickou osou svalu, v prípade spereného usporiadania je potrebné nájsť výslednú funkčnú os súčtom vektorov síl v jednotlivých snopcoch svalu. Uhol medzi kolmicou na pohybovanú časť a funkčnou osou svalu sa nazýva utilizačný uhol a udáva koľko sa z vyvinutej svalovej sily využije na pohyb. Závislosť medzi veľkosťou utilizačného uhla a použitej svalovej sily je nepriama, teda čím je tento uhol väčší, tým menšia časť svalovej sily je využitá na pohyb [4].



Obr. 4.8 Svalová sila F_s rozložená na ortogonálne zložky, rotačnú zložku F_t a axiálnu zložku F_a . Uhol α je utilizačný uhol.

Svalovú silu je teda možné rozložiť do dvoch navzájom ortogonálnych zložiek, a to paralelnej a kolmej k pohybovanej kosti. Ortogonálne orientovaná zložka svalovej sily produkujúca krútiaci moment, respektíve rotačný efekt, je nazývaná rotačná zložka svalovej sily. Jej veľkosť je maximálna ak je uhol medzi pripojenou kosťou a svalom vykonávajúcim akciu 90° , teda utilizačný uhol je nulový.

Zložka svalovej sily paralelná k pohybovanej kosti (axiálna zložka) pôsobí v smere osi pohybovanej časti, a to alebo do kĺbu, ktorý fixuje alebo stabilizuje, alebo zaujíma úlohu antagonistu, teda ťahá pohybovanú časť z kĺbu.[4]

Krútiaci moment T_m [Nm] je súčinom sily F [N] a ramena d [m], na ktoré sila pôsobí, alebo sily a kolmej vzdialenosti od osi rotácie svalu:

$$T_m = F d \quad (24)$$

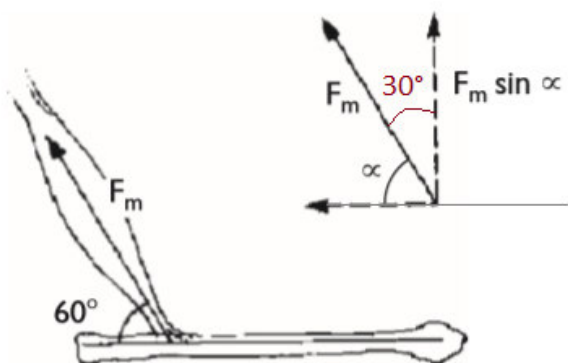
Dĺžka ramena je rovná vzdialenosti kĺbu a úponu svalu. Väčšina svalov sa upína v tesnej blízkosti kĺbu, ale niektoré svaly majú veľké rameno pôsobenia pričom platí: Čím väčšie je rameno sily, tým väčší je jej účinok. Tým pádom musí sval vyvinúť veľmi veľkú silu aby sa dosiahol požadovaný krútiaci moment.

Biceps brachii je upevnený približne vo vzdialenosti 5 cm od lakťového kĺbu [11]. Vzdialenosť ťažiska dlane od lakťového kĺbu predstavuje približne 8-násobok tejto dĺžky. Pri zdvíhaní záťažia pôsobí vretenná kosť ako jednozvrtná páka (zaťaženie aj sila pôsobia na rovnakej strane od osi otáčania), pričom závažie pôsobí tiažou R v ťažisku dlane. Oporný kĺb páky reprezentujúci ložisko lakťového kĺbu sa nachádza blízko úponu bicepsu brachii. Teda dlhšie rameno páky určené vzdialenosťou ťažiska dlane od osi otáčania je približne 8-krát dlhšie než je dĺžka kratšieho ramena páky a , ktorou je vzdialenosť lakťového kĺbu od konca vretennej kosti. Pomer dĺžok zostane zachovaný aj pri zmene uhlu medzi predlaktím a horizontálnou rovinou. Z podmienky rovnováhy, kde F je sila pôsobiaca v osi rotácie kolmo na ramená otáčania, dostaneme:

$$F a = 8a R \implies F = 8R$$

Z toho vyplýva, že ak má závažie hmotnosť 1 kg, sval musí ťahať silou, ktorá odpovedá závažiu s hmotnosťou 8 kg. Sval teda vyvíja 8-krát väčšiu silu.

Zákon zachovania energie hovorí, že vynaložená práca (súčin vynaloženej sily a posunutia jej pôsobiska) je rovná práci nevyhnutnej na posunutie záťaže. Inak povedané, čím väčšia je sila, tým menšia je dĺžka dráhy. Ľudské ruky sa teda pohybujú približne 8x rýchlejšie než svaly, ktoré ich ovládajú. Upevnenie svalov týmto spôsobom je pozorované aj v prípade iných živočíchov, a teda umožňuje končatinám rýchlosť pohybu, ktorá je v boji o prežitie dôležitejšia ako sila.



Obr. 4.9 Svalová sila a jej rotačná zložka v bicepsi brachii pri danom utilizačnom uhle.

Pri výpočte veľkosti krútiaceho momentu v lakt'ovom kĺbe, ktorý je vyvolaný bicepsom brachii, musíme najprv určiť rotačnú zložku svalovej sily. Nech je utilizačný uhol medzi bicepsom brachii a predlaktím 30° a napätie vyvíjané svalom je $F_m = 400\text{N}$ (Obr. 4.9), potom veľkosť rotačnej zložky je

$$F_r = F_m \sin(90^\circ - 30^\circ) = 346,4 \text{ N}.$$

Ak by bol utilizačný uhol nulový, potom je veľkosť rotačnej zložky je rovná napätiu vo svaloch $F'_r = F_m \sin(90^\circ) = F_m = 400\text{N}$.

Úpon bicepsu brachii je vo vzdialenosti $d = 3 \text{ cm}$ od lakt'ového kĺbu, teda veľkosť krútiaceho momentu v danom kĺbe je

$$T_m = F_r d = 346,3 \text{ N } 0,03\text{m} = 10,4 \text{ Nm} \text{ a } T'_m = F'_r d = 12\text{Nm}.$$

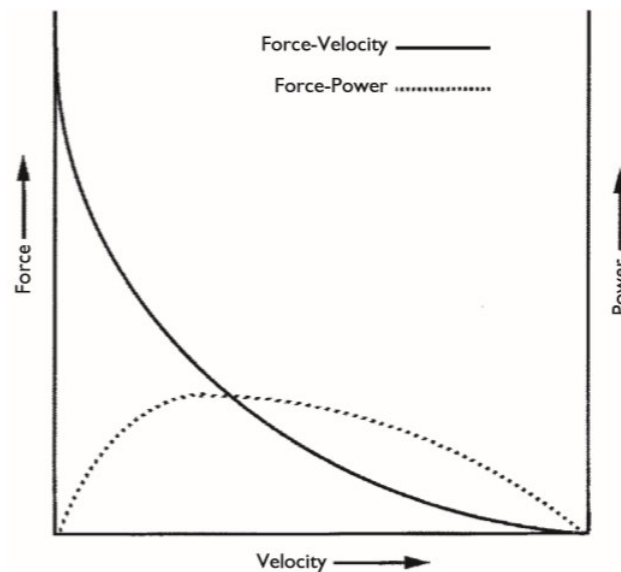
Pri pohybe môžu nastať tri prípady zmeny utilizačného uhlu. V prvom prípade sa utilizačný uhol znižuje, teda kolmica sa približuje k osi svalov, čím sa zvyšuje množstvo využiteľnej svalovej sily na pohyb. V druhom prípade sa utilizačný uhol pohybom zvyšuje, teda kolmica sa vzdďľahuje od osi svalov a využitie svalovej sily na pohyb klesá. V treťom prípade prebieha os svalov kolmo na pohybovanú časť, utilizačný uhol a teda aj axiálna zložka sú nulové a všetka sila vyvinutá svalom je použitá na pohyb.[4]

Fyziologický alebo aktívny svalový prierez je časť celkového prierezu, ktorú tvoria aktivované svalové vlákna. Pri maximálnej svalovej kontrakcii je aktivovaných najviac 60 – 70% vlákien nachádzajúcich sa v svaloch. Pri dráždení svalov supramaximálnymi elektrickými podnetmi (niekoľkonásobne vyššími než sú prirodzené nervové podnety) je možné aktivovať 80 – 85% vlákien na krátky okamih. Aktivácia viac ako 85% svalových vlákien nie je možná.[4]

Pri počítaní svalovej sily je potrebné najprv odhadnúť plochu prierezu a následne z neho určiť plochu aktívneho prierezu svalov v cm^2 . Na plochu 1 cm^2 aktívneho prierezu svalov pripadá pri maximálnom sťahu približne 30 - 40 N sily. V iných prípadoch je veľkosť sily vyvinutej svalom závislá od vlastných charakteristík, ako sú veľkosť plochy aktívneho prierezu, typ vlákien, biomechanické a biomolekulárne štruktúry, prívod živín a kyslíka, typ a spôsob inervácie (hrúbka eferentných vlákien, frekvencia dráždenia). Svalovú silu je možné vyjadriť dvomi spôsobmi a to objektívnym meraním a vyjadrením v jednotkách SI N (resp. Nm^{-2} , Nm) alebo testovaním schopnosti pacienta vyvinúť svalovú silu a vyjadrením v stupňoch svalového testu.[4]

Svalový výkon

Svalový výkon je súčin sily F a rýchlosti sťahovania svalu v . Maximálny výkon nastáva ak sú súčasne rýchlosť sťahovania svalu a koncentrická sila v jednej tretine svojich maximálnych hodnôt (Obr. 4.10). Svalová sila ani rýchlosť sťahovania sa nedajú určiť presne pri podmienke „in vivo“, z toho dôvodu je svalový výkon vyjadrený tiež ako rýchlosť vzniku krútiaceho momentu v kĺbe alebo ako súčin celkového krútiaceho momentu a uhlovej rýchlosti pohybu v kĺbe.



Obr. 4.10 Vzťah medzi svalovou silou (Force), rýchlosťou sťahovania svalu (Velocity) a svalovým výkonom (Power) [2.]

Svalový výkon je dôležitý pri aktivitách vyžadujúcich silu aj rýchlosť. Napríklad v disciplíne hodu guľou nie je najsilnejší guliár súčasne aj najlepším, keďže k dosiahnutiu úspechu je nevyhnutné aj dostatočne zrýchliť guľu. Športy vyžadujúce explozívne pohyby, kedy sa v krátkych časových okamihoch sa vyvinie maximálne množstvo sily (vzpieranie, skoky, šprint), sú založené na schopnosti generovať svalový výkon.

Ako vieme, FT vlákna sú schopné vyvinúť napätie rýchlejšie než ST vlákna, z toho dôvodu v prípade jedincov s vyšším percentuálnym zastúpením FT vlákien vo svaloch je pozorované produkovanie väčšieho svalového výkonu a súčasne je možné dosiahnuť maximálny svalový výkon pri rýchlejšom skracovaní svalov ako u jedincov s väčším počtom ST vlákien [2].

Svalová výdrž

Svalová výdrž je schopnosť svalu vyvíjať napätie počas daného časového intervalu. Vyvíjané napätie môže byť konštantné (statické cvičenie: iron cross, plank) alebo cyklické (veslovanie, beh). Pri dlhšom vyvíjaní napätia sa hodnota výdrže zvyšuje. Svalová sila a rýchlosť vyvinutá a udržiavaná počas aktivity výrazne ovplyvňujú hodnotu výdrže, teda dĺžku času, počas ktorého sa dá aktivita vykonávať.

Zvyšovanie hodnoty maximálnej svalovej výdrže je možné prostredníctvom častého opakovania cvičení s relatívne ľahkou záťažou, pričom tento druh cvičenia nezväčšuje priemer svalových vlákien.

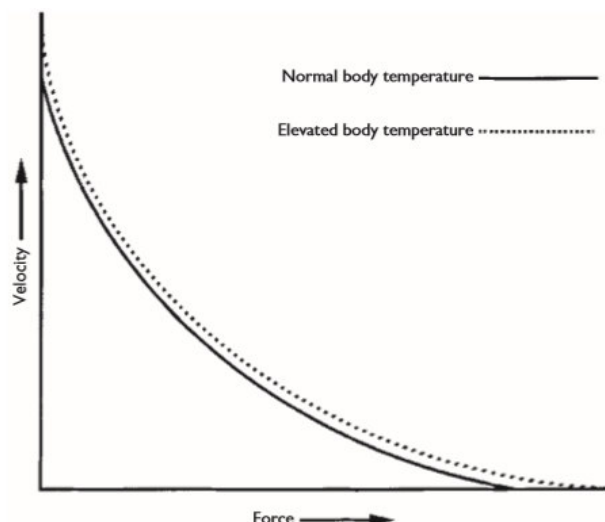
Svalová únava

Svalová únava predstavuje opak svalovej výdrže. Čím rýchlejšie sa sval unaví, tým menšiu má svalovú výdrž. Únava svalu závisí od širokej škály fyziologických a neurologických faktorov ako sú napríklad dĺžka doby zaťaženia, hmotnosť záťaže, usporiadanie svalových vlákien v danom svale, pomer FT a ST vlákien, činnosť motorických jednotiek. Svalová únava zahŕňa zníženie schopnosti produkovať silu, spomalenie rýchlosti skracovania, respektíve predlžovania svalu, a dlhšou dobou relaxácie motorových jednotiek pred ich opätovným zapojením.

Vplyv teploty svalu

Zvýšením telesnej teploty dochádza k zvýšeniu rýchlosti svalových a nervových funkcií, čo spôsobí posun v krivke popisujúcej závislosť sily a rýchlosti. Dochádza k nárastom maximálneho izometrického napätia a rýchlosti skracovania pri ľubovoľnej záťaži (Obr. 4.11). Pri zvýšenej telesnej teplote je na udržanie záťaže postačujúci nižší počet aktívnych motorických jednotiek. Metabolické procesy dodávajúce kyslík a odstraňujúce odpadové produkty pre aktívny sval sa taktiež zrýchľujú v prípade vyšších telesných teplôt. Následkom je zvýšenie svalovej sily, svalového výkonu a svalovej výdrže. Tieto výhody odôvodňujú rozcvičenie sa pred atletickými aktivitami.

Svalové funkcie sú najefektívnejšie pri telesnej teplote 38,5°C. Zvyšovanie telesnej teploty za túto hodnotu môže nastať pri namáhavom cvičení pri vysokej teplote okolia alebo vysokej hodnote vlhkosti a môže spôsobiť vážne zdravotné problémy ako vyčerpanie následkom úpalu (nadmerné zahriatie organizmu) .



Obr. 4.11 Graf závislosti sily a rýchlosti od telesnej teploty [2].

4.5. Faktory ovplyvňujúce vznik svalovej sily

Magnitúda sily generovanej svalom závisí od rýchlosti skracovania svalu, dĺžky svalu v okamihu stimulácie a času, ktorý uplynul od začiatku stimulu. Tieto dôležité faktory sú dlhodobo predmetom skúmania.

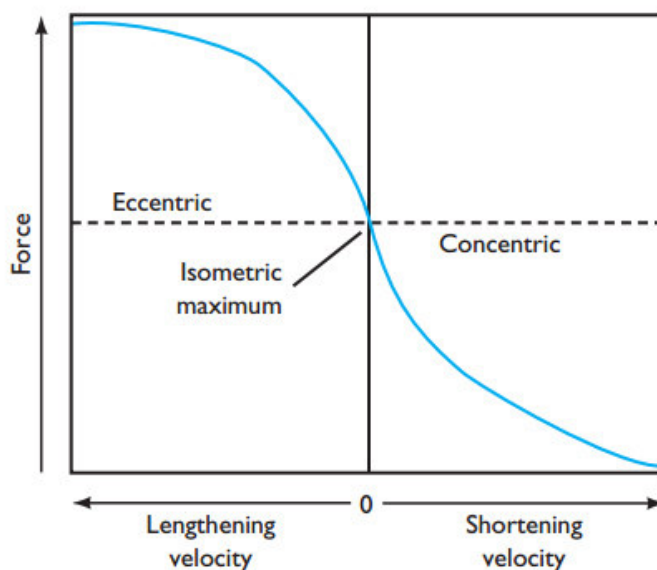
Vzťah medzi silou a rýchlosťou

Maximálna sila, ktorú sval dokáže vyvinúť je riadená rýchlosťou skracovania a predlžovania svalu. Vzťah medzi silou a rýchlosťou predlžovania a skracovania je znázornený na Obr. 4.12. Pretože vzťah je platný len pre maximálne aktivovaný sval, nevzťahuje sa na svalové akcie počas väčšiny každodenných aktivít.

Taktiež nevylučuje možnosť vyvinúť veľký odpor pri vysokej rýchlosti. Čím silnejší je sval, tým väčšia je magnitúda maximálneho izometrického napätia (isometric maximum). To predstavuje maximálne množstvo sily, ktorú dokáže sval vygenerovať pred svojím predĺžením pri zvyšovaní odporu. Všeobecný tvar krivky popisujúcej silovo-rýchlostný vzťah ostáva rovnaký bez ohľadu na magnitúdu izometrického napätia (izometrické napätie vzniká pri izometrickej kontrakcii).

Vzťah neeliminuje ani možnosť hýbania ľahkými objektmi pri nízkej rýchlosti. Práve pri každodenných aktivitách je potrebné hýbanie submaximálnych záťaží nízkymi rýchlosťami. Pri takýchto záťažiach je rýchlosť skracovania svalov podmienená vedomej kontrole. Aktivuje sa len potrebný počet motorických jednotiek, teda nie všetkých jednotiek nachádzajúcich sa v danej skupine svalov. Napríklad, je možné zdvihnúť ceruzku zo stolu

rýchlo alebo pomaly v závislosti od kontrolnej schémy zapojených motorických jednotiek v svalových skupinách.



Obr. 4.12 Vzťah medzi silou pôsobiacou na sval a rýchlosťou predĺženia, respektíve skrátenia svalu [2].

Popisovaný vzťah bol testovaný pre priečne pruhované a hladké svaly a srdcovú svalovinu u ľudí, rovnako aj pre svalové tkanivo ostatných živočíšnych druhov.

Silovo-rýchlostný vzťah pre sval zaťažený silou väčšou než je izometrické maximum je znázornený na hornej polovici grafu. Pri excentrickom zaťažení prekonáva maximálna sila vyvinutá svalom 1.5-krát až 2-krát izometrické maximum [2]. Ukazuje sa, že na dosiahnutie takýchto hodnôt je potrebná elektrická stimulácia motoneurónu. Vedome vyvinutá maximálna excentrická sila je približne rovná izometrickému maximu, keďže nervový systém prostredníctvom nervového oblúku inhybuje (zabraňuje) zraneniam svalov a šliach [2]. Zvýšená veľkosť produkovanej sily v excentrických podmienkach pri vedomej svalovej aktivite nie je funkciou neurálnej aktivácie svalu, ale vyplýva z vlastností elastických komponentov svalov.

Pri izotonicknej svalovej kontrakcii sa dodaná energia W [J] mení na mechanickú prácu $F \Delta l$ a na teplo, ktoré je úmerné skráteniu svalu $a \Delta l$, kde a je konštanta. Teda

$$W = F \Delta l + a \Delta l = \Delta l(F + a)$$

Ak sila F nie je funkciou času, potom pre svalový výkon platí

$$\frac{dW}{dt} = \frac{d(\Delta l)}{dt} (F + a) = v (F + a),$$

kde v je stredná rýchlosť svalovej kontrakcie [7].

V laboratórnych experimentoch sa zistilo, že výkon kostrového svalu je úmerný jeho zaťaženiu a závisí od sily izometrickej kontrakcie F_{max} :

$$\frac{dW}{dt} = b(F_{max} - F)$$

Z teoretickej a experimentom získanej rovnice bola vyjadrená empirická Hillova rovnica [3],

$$(F + a)(v + b) = b(F_{max} + a) = const$$

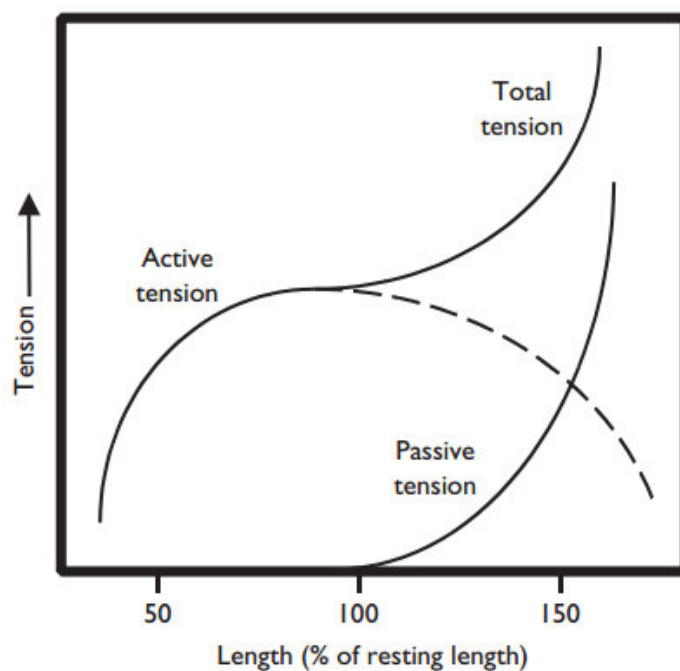
popisujúca hyperbolickú závislosť rýchlosti skrátenia svalu od sily kontrakcie znázornenej na Obr. 4.12. Koeficienty a a b závisia od parametrov konkrétneho svalu, kde a je tepelný koeficient skrátenia svalu a $b = \frac{a v_0}{F_{max}}$, v_0 je maximálna rýchlosť skrátenia svalu, kedy je sila vyvíjaná svalom nulová.

Podľa [3] je viskoelasticita kontraktovaného svalu vlastnosťou dvojzložkového systému zloženého z netlmenej elastickej zložky, zložky, ktorá je riadená Hillovou charakteristickou rovnicou, a ich zodpovedajúcich energetických vzťahov. Skutočnosť, že sa aktivovaný sval skráti pomalšie pri väčšej sile generovanej svalom je zapríčinená spôsobom regulácie uvoľňovanej energie, a teda nie priamo viskozitou svalu. Platí, že väčšia svalová sila spôsobuje menšiu rýchlosť zmeny uvoľnenej energie, čo v dôsledku znamená nižšiu rýchlosť skracovania svalu.

Vzťah medzi dĺžkou a napätím

Hodnota maximálneho izometrického napätia, ktoré je sval schopný vygenerovať, závisí čiastočne od dĺžky svalu. V jednotlivých svalových vláknach a izolovaných svalových preparátoch je generovanie sily na najvyššej hodnote počas stavu pokoja (sval nie je natiahnutý ani stiahnutý). Ak sval mení svoju dĺžku (naťahuje sa alebo sa skracuje) oproti dĺžke v pokoji, maximálna sila vytváraná svalom sa zníži.

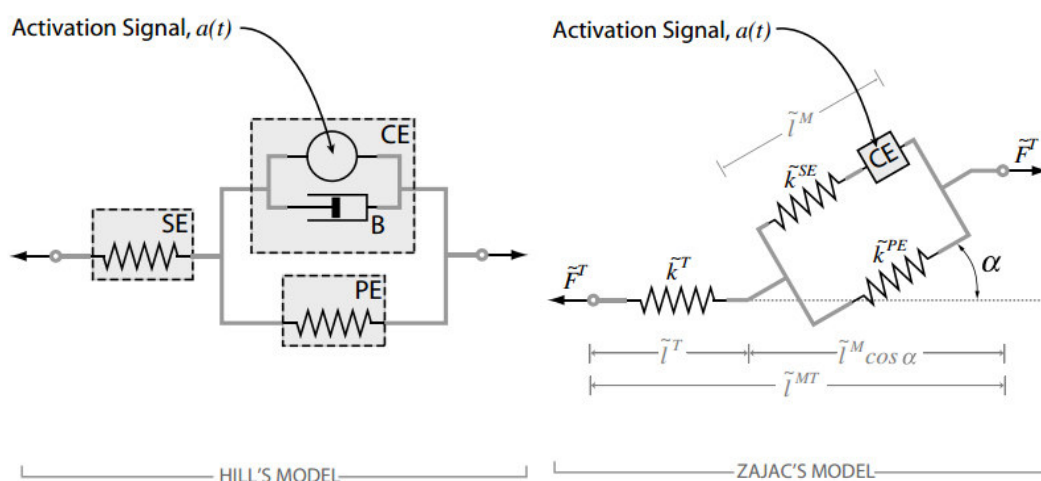
V ľudskom tele sa však schopnosť generovať silu zvyšuje, keď je sval mierne natiahnutý. Svaly s paralelným usporiadaním vlákien vytvárajú maximálne napätia v prípade dĺžky svalu o málo väčšej než je jeho dĺžka v stave pokoja. Svaly so spereným usporiadaním vlákien generujú maximálne napätie v hodnotách medzi 1.2 až 1.3 násobkom napätia v odpočinkovej dĺžke svalu. Popísaný jav je dôsledkom príspevku elastických komponentov vo svaloch, primárne SEC, ktoré zvyšujú napätie v natiahnutom svale. Maximálne svalové napätie je funkciou dĺžky svalu, pričom sa získa ako suma aktívneho napätia tvoreného svalovými vláknami a pasívneho napätia tvoreného šľachami a svalovými membránami (Obr. 4.13).[2]



Obr. 4.13 Vzťah medzi dĺžkou svalu a schopnosťou generovať napätie [2].

4.6. Mechanický model svalu

Odlišné zapojenie sériových a paralelných zložiek od zapojenia uvedeného v úvode kapitoly 4 predstavuje Hillov model (Obr. 4.14). Sila kontraktovaného svalu je popisovaná ako súčet kontraktilnej zložky (CE), sériovej elastickej zložky (SE), paralelnej elastickej zložky (PE) a viskózne zložky (B) reprezentujúcej rýchlosť skrátenia svalu.



Obr. 4.14 Hillov mechanický model svalu (vľavo) a Zajacov rozšírený model (vpravo) [1].

Hillov model bol zovšeobecnený na Zajacov bezrozmerný súhrnný model zahrnutím uhlom penácie α svalových vlákien. Silové zložky sú modelované z meraní izolovaných svalových vlákien, ktoré priamo odrážajú nelineárne vlastnosti spôsobené klízaním

aktínových a myozínových filamentov. Sériová elastická zložka môže byť nahradená šľachou a teda priamo odstránená z modelu. Paralelná elastická zložka spôsobuje penačný efekt a preto je zahrnutá do modelu.

V Zajacovom modeli sú jednotlivé charakteristiky svalu normované

$$\hat{F}^M = \frac{F^M}{F_0^M}, \quad \hat{I}^M = \frac{I^M}{I_0^M}, \quad \hat{I}^T = \frac{I^T}{I_s^T}, \quad \hat{v}^M = \frac{v^M}{v_{max}^M},$$

kde F^M je svalová sila, F_0^M je maximálna izometrická sila vyvinutá aktivovaným svalom, I^M je dĺžka svalu, I_0^M je optimálna dĺžka svalu, pri ktorej je vyvíjaná F_0^M , I^T je dĺžka šľachy, I_s^T je dĺžka šľachy v pokoji, v^M je rýchlosť skracovania svalu a v_{max}^M je maximálna rýchlosť skracovania [1]. Vzťah medzi dĺžkou svalu a celkovou svalovo šľachovou dĺžkou $\hat{I}^{MT}$ závisí od penačného uhlu α :

$$\hat{I}^{MT} = \hat{I}^T + \hat{I}^M \cos \alpha$$

Normovanú aktívnu silu $\hat{F}_{active}^{CE}$ reprezentovanú kontraktílnou zložkou a pasívnu silu $\hat{F}^{PE}$ zodpovedajúcu paralelnej elastickej zložke je možné aproximovať pomocou vzťahu medzi dĺžkou a napätím (Obr. 4.13) a silovo-rýchlostného vzťahu (Obr. 4.10). Veľkosť vytvorenej kontraktilnej sily $\hat{F}^{CE}$ získame preškálovaním aktívnej kontraktilnej sily aktivačným signálom $a(t)$ nervového systému závislého od času t a pre násobením silovo-rýchlostným vzťahom $F_v(\hat{v}^M)$:

$$\hat{F}^{CE} = a(t) F_v(\hat{v}^M) \hat{F}_{active}^{CE}(\hat{I}^M)$$

Celková sila vyvíjaná svalovo-šľachovou jednotkou má tvar [1]:

$$\hat{F}^M = (\hat{F}^{CE} + \hat{F}^{PE}) \cos \alpha$$

Funkcia $a(t)$ predstavuje aktivačný elektrický signál spôsobujúci chemickú zmenu (premenu molekuly adenosíntrifosfátu na molekulu adenosíndifosfátu) a následnú kontrakciu svalu. V istom zmysle možno takýto model považovať z viskoelastický. Ak uvážime konštitutívne vzťahy získané experimentálne (kvalitatívny vzťah interpretuje Obr. 4.10) možno Hillov model posudzovať ako nelineárne viskoelastický. Avšak toto skúmanie prechádza za rámec tejto práce. Ak naopak deaktivujeme funkciu $a(t)$, dostávame klasický trojprvkový lineárny Poynting-Thompsonov viskoelastický model [5], ktorý možno skúmať podľa lineárnej teórie viscoelasticity.

Hillov model je vhodný pre rôzne aplikácie, ale súčasne je dosiahnutie vysokej presnosti a realistického modelu značne limitované. Obmedzenia v presnosti sú spôsobené zjednodušenou štruktúrou a stavbou svalu, ktoré výrazne ovplyvňujú jeho funkčnú kapacitu, vynechaním laterálnych síl z modelu, ktoré sú spôsobené interakciou susedných vlákien a

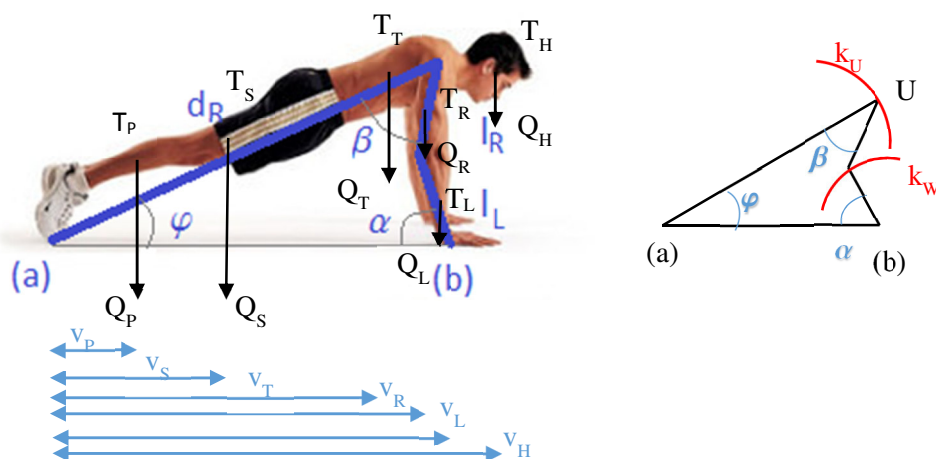
prítomnosťou ďalších svalov, respektíve kostí, zjednodušením pripojenia šľachy na kosť a hysteréziou (starnutím) svalu. Sila produkovaná kostrovým svalom je závislá od predchádzajúcich stavov svalu, ktoré sú vyjadrené hysteréznymi vlastnosťami: silové stlačenie a silové rozšírenie. Silové stlačenie vzniká počas skracovania aktivovaného svalu a silové rozšírenie pri predĺžení, alebo natiahnutí svalu. Kontrola pohybu a vôľové vyvíjanie sily sú teda závislé od kontraktilnej minulosti svalu [1].

4.7. Aplikačný príklad v biostatike

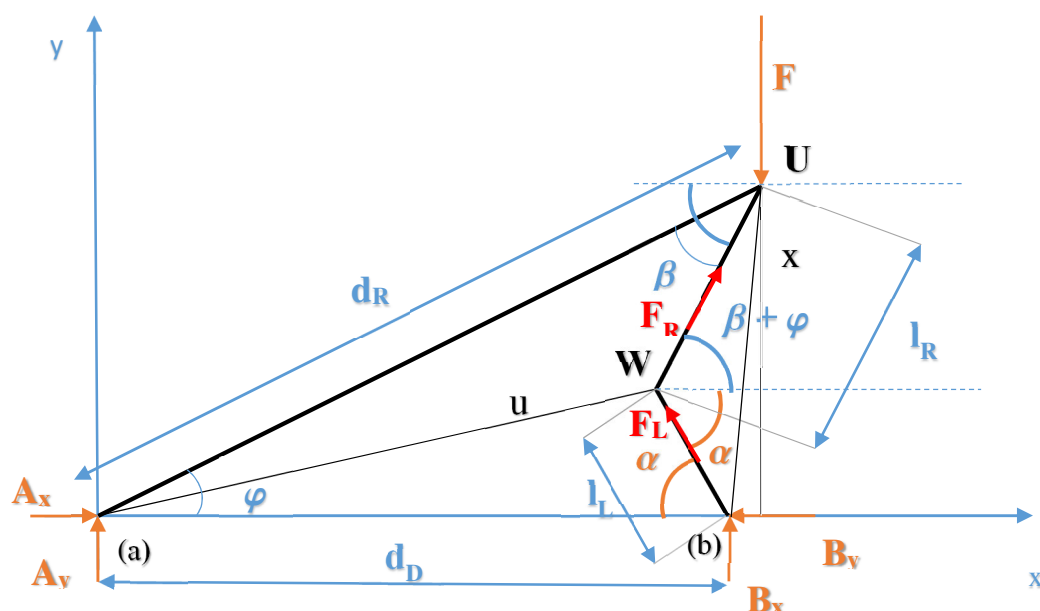
Biostatika predstavuje statiku aplikovanú na telesá alebo sústavy telies z biologických materiálov, v našom prípade na kostrové svalstvo. V mnohých kineziologických výpočtoch pre potreby medicíny, fyzioterapie alebo športu je potrebné vedieť kvantifikovať silu, ktorú sval vyvinie pri jednotlivých špecifických činnostiach.

Príkladom je kľuk, dvojprvková dynamická sústava, ktorého statickú analýzu môžeme urobiť v každom okamihu jednotlivo. Prvým ktorom je zostavenie schémy a určenie geometrických závislostí. Na Obr. 4.15 je zjednodušená geometricko-kinetická schéma sústavy. Vo výpočtoch budeme uvažovať symetrické rozloženie síl do rúk a nôh (ľavé a pravé), teda máme 2 body (a) a 2 body (b). Z experimentálnych meraní vieme určiť vzdialenosť špičiek od ramena d_R , dĺžku ramena l_R , dĺžku predlaktia l_L , vzdialenosť špičiek od zápästia d_D a uhol medzi rovinou podložky a spojnica špičiek a ramena φ . Dynamika cviku prebieha tak, že body (a) a (b) (pozri Obr. 4.16) zostávajú na mieste. Túto fixnú vzdialenosť zabezpečujú trecie sily pôsobiace v krajných bodoch smerom do vnútra úsečky (a)(b). Pre fyzikálny výpočet potrebujeme poznať súradnice bodu W a U. Bod U sa pohybuje po kružnici k_U (a), d_R), jeho súradnice v každej fáze pohybu sú $U = [d_R \cos \varphi, d_R \sin \varphi]$. Bod W spriahnutý s bodom U v tej istej sústave sa pritom pohybuje po kružnici k_W (b), l_L). Pritom uhly α , β a φ sa menia v súčinnosti, t.j. na jednom z nich závisia ďalšie dva.

Pre vyjadrenie bodu W, potrebujeme určiť veľkosť uhlu α , ktorý je ale v každej z polôh kľuku rozdielny. Zo schémy na Obr. 4.16 je zrejmé, že uhol α v každom okamihu priebehu cviku závisí od uhlu φ . Načrtne odvedenie tejto závislosti.



Obr. 4.15 Kinematické schéma kluku, ťažiská T segmentov a zodpovedajúce tiaže Q ; indexy: H – hlava, R – rameno, L – predlaktie, T – trup, S – stehenná časť nohy, P – predkolenie.



Obr. 4.16 Geometrické schéma statickej polohy kluku.

Pre trojuholníky (a)(b)W a (a)WU použijeme kosínusovú vetu, z ktorej dostaneme vzťahy pre vzdialenosť u :

$$\Delta(a)(b)W: u^2 = d_D^2 + l_L^2 - 2d_D l_L \cos \alpha$$

$$\Delta(a)WU: u^2 = d_R^2 + l_R^2 - 2d_R l_R \cos \beta$$

Z nich viem explicitne vyjadriť uhol $\alpha = f(\beta)$.

Následne aplikujeme kosínusovú vetu pre vyjadrenie vzťahov vzdialenosti x :

$$\Delta(a)(b)U: x^2 = d_R^2 + d_D^2 - 2d_R d_D \cos \varphi,$$

z tohto vzťahu vypočítame vzdialenosť x , ktorú dosadíme do nasledujúceho vzťahu

$$\Delta UW(b): x^2 = l_R^2 + l_L^2 - 2l_R l_L \cos(\alpha + \varphi + \beta) = l_R^2 + l_L^2 - 2l_R l_L \cos(\alpha + \varphi + f(\alpha)),$$

a vyjadríme uhol $\alpha = \alpha(\varphi)$.

Súradnice bodu W vyjadríme pomocou uhlu α ako

$$W = [d_D - l_L \cos \alpha, l_L \sin \alpha]$$

Po získaní všetkých rozmerových veličín uskutočníme fyzikálny výpočet. V prvom rade využijeme fakt, že v statickom prípade platí rovnováha síl. V smere y to znamená, že pri kľuku je celá tiaž človeka prenášaná do dlaní a špičiek:

$$2A_y + 2B_y = Q,$$

kde Q je celková tiaž človeka. Pritom v ramene pôsobí sila F, ktorej veľkosť vieme určiť:

$$F = Q - 2Q_L - 2Q_R$$

Súčet momentov vzhľadom na bod (a): $\sum M_{(a)} = 0$

$$2Q_P v_P + 2Q_S v_S + Q_T v_T + 2Q_R v_R + 2Q_L v_L + Q_H v_H - B_y v_B = 0$$

Súčet momentov vzhľadom na lakt'ový kĺb: $\sum M_W = 0 = M_{WR} + (-M_{WL})$,

pričom M_{WR} je moment síl v ramene ruky a M_{WL} je moment síl v predlaktí. Oba momenty pôsobia v lakt'ovom kĺbe a ich výslednica je z dôvodu statickej rovnováhy nulová.

$$M_{WR} = Q_R d_R \cos(\beta + \varphi) + F l_R \cos(\varphi + \beta)$$

Keďže platí rovnosť $M_{WR} = M_{WL}$, vieme určiť silu ramenných svalov F_R a silu svalov predlaktia F_L :

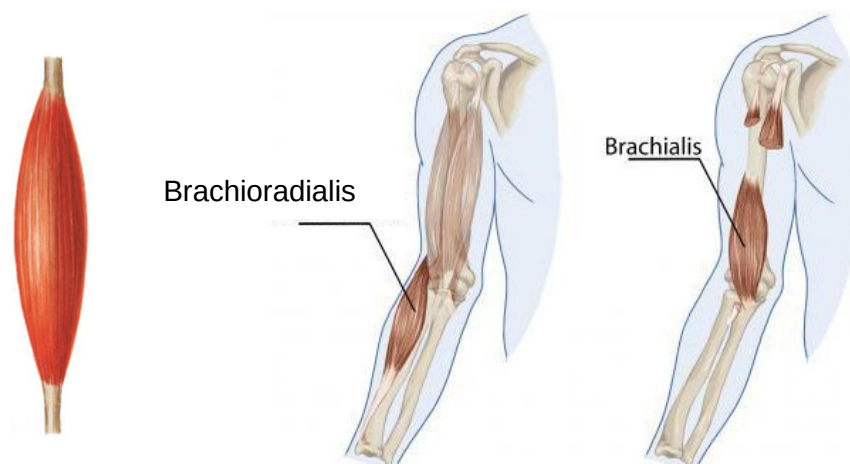
$$F_R = \frac{M_{WR}}{h_R}$$

$$F_L = \frac{M_{WL}}{h_L}$$

kde h_L a h_R sú kolmé vzdialenosti napojenia svalu na kosť.

5 Matematický model a počítačová implementácia

Ako základ pre počítačový model vytvorený softvérom ANSYS sme si vybrali jednohlavý sval s paralelným usporiadaním vlákien a upevnením na šľachy po oboch koncoch nazývaný vretenovitý (fusiforme). Tento typ svalu je napríklad brachialis nachádzajúci sa pod bicepsom brachii zohrávajúci úlohu pri flexii lakt'ového kĺbu alebo brachioradialis, nachádzajúci sa na predlaktí a zabezpečujúci supináciu predlaktia a silovú flexiu v lakt'ovom kĺbe, pozri Obr. 5.1.



Obr. 5.1 Vretenovitý sval (fusiforme) a príklad jeho lokalizácie v ľudskom tele.

5.1.Tvorba geometrie

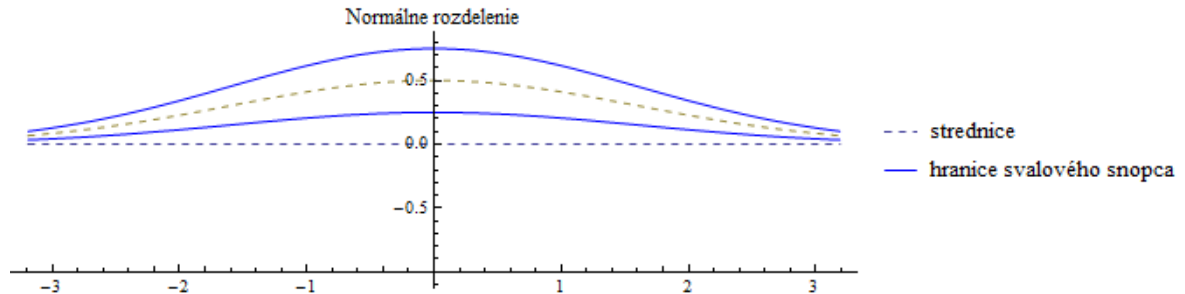
V snahe priblížiť topológiu modelovaného svalu topológií a morfológií skutočného svalu (Obr. 3.2) sme modelovali jednotlivé snopce vretenovitého svalu. Na začiatku sme vytvorili symetrický sval, ktorý sme ďalej upravili aby zodpovedal reálnemu svalu, ktorý nie je symetrický. Vytvorili sme dve geometrie, jedna reprezentuje sval vyňatý s tela, druhá zodpovedá svalu umiestnenému v svalovom systéme, pričom dochádza k odlišnému usporiadaniu svalových snopcov. Obe geometrie sú parametrizované, teda je možné meniť rozmery svalu a jeho fyzikálne koeficienty, počet bodov pre aproximáciu objemu snopcov aj vstupné hodnoty pre simulácie zaťaženia svalu. Vďaka tomu môžeme modelovať rôzne druhy vretenovitého typu svalu.

Pred tvorbou geometrie bolo potrebné aproximovať tvar svalu a jeho vnútorné členenie. Vzhľadom k systému ANSYS, ktorý má určité obmedzenia na tvorbu geometrie a jej využitie v simulácii zaťaženia, sme sa rozhodli štruktúru svalu zjednodušiť. Predpokladajme, že sval je tvorený takmer identickými snopcami s rovnakou dĺžkou, ako je dĺžka svalu, ktoré sa ďalej nedelia a v rámci modelu majú konštantné parametre. Tým sme obišli problém s modelovaním svalových vlákien, ktorých dĺžka ani hrúbka v rámci svalového snopca nie je konštantná a samotné vlákna neprechádzajú celým svalom, teda v rámci neho sa na seba navzájom rôzne napájajú.

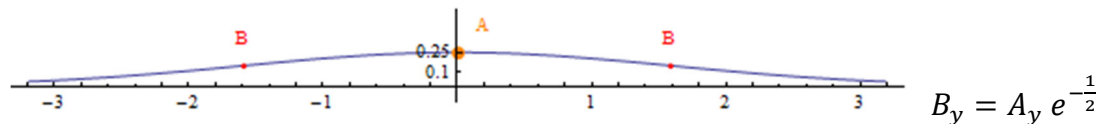
Cieľom prvej časti tvorby parametrizovaného modelu bolo vytvoriť snopec, ktorého strednicu by bolo možné regulovať. Povrch mal byť reprezentovaný hladkou funkciou, pričom by mal snopec kruhový prierez a jeho polomer by sa pozdĺž snopca menil. Pre symetrický sval bola vhodná distribučná funkcia normálneho rozdelenia $N\sim(\sigma^2, \mu=0)$,

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}},$$

kde σ je smerodajná odchýlka a μ je stredná hodnota.



Obr. 5.2 Maximálny meridiánový rez (hranice svalového snopca).

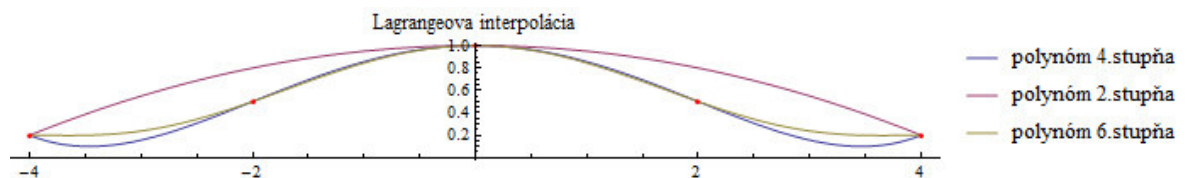


Obr. 5.3 Maximálny meridiánový rez s dvomi kontrolnými bodmi.

Bod B je vo vzdialenosti σ a celková dĺžka snopca je 4σ , teda $x \in (-2\sigma, 2\sigma)$. Súradnice bodov B a A sú závislé od veľkosti sigmy, pričom je možné vybrať len hodnotu jedného z nich. V tomto prípade určuje vzhľad celého snopca ypsilonová súradnica bodu A, ktorá predstavuje polomer snopca, pričom smerodajná odchýlka je rovná

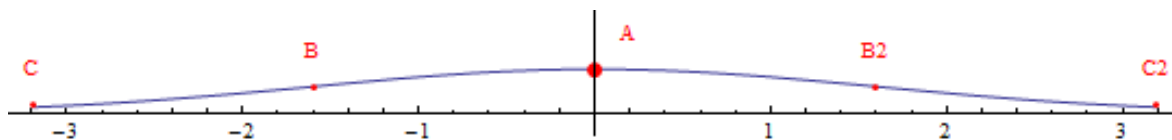
$$\sigma = \frac{1}{\sqrt{2\pi A}}$$

Keďže sme chceli umožniť meniť polomer snopca nezávisle na oboch koncoch, a to podľa piatich kontrolných bodov, uvažovali sme nad použitím iného nástroja na tvorbu strednice a meridiánov svalového snopca - polynomiálnej interpolácie kontrolných bodov, pričom pre polynóm stupňa n je potrebných $n+1$ bodov.



Obr. 5.4 Lagrangeova interpolácia 3, 5 a 7 bodov.

Aby sme predišli Rungeho javu (chyba polynomiálnej interpolácie narastá s počtom pridaných funkčných hodnôt) a zabezpečili presnú interpoláciu funkcie polomeru snopca preloženú danými bodmi, rozhodli sme sa využiť interpoláciu splinom.



Obr. 5.5 Maximálny meridiánový rez s piatimi kontrolnými bodmi.

Spline je po častiach polynomiálna reálna funkcia $S: [a, b] \rightarrow \mathbb{R}$ definovaná na intervale $[a, b]$ zloženého z k podintervalov $[t_{i-1}, t_i]$:

$$a = t_0 < t_1 < \dots < t_{k-1} < t_k = b$$

Predpis funkcie S na intervale i je daný polynómom $P_i: [t_{i-1}, t_i] \rightarrow \mathbb{R}$, teda

$$S(t) = P_1(t), \quad t_0 \leq t < t_1$$

$$S(t) = P_2(t), \quad t_1 \leq t < t_2$$

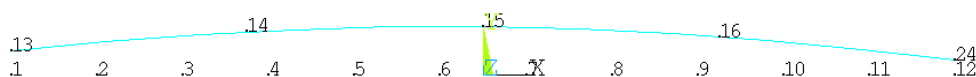
$$\vdots$$

$$S(t) = P_k(t), \quad t_{k-1} \leq t < t_k$$

Najvyšší stupeň polynómov $P_i(t)$ sa nazýva stupeň splinu. Pre spline stupňa n platí, S je spojitá a spojitě diferencovateľná do rádu $n-1$:

$$P_i^{(j)}(t_i) = P_{i+1}^{(j)}(t_i), \quad i = 1, \dots, k, \quad j = 0, \dots, n-1$$

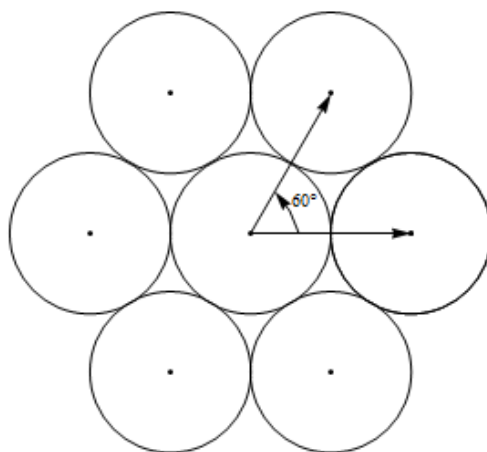
Na vytvorenie splinu v systéme ANSYS sme použili vstavanú funkciu BSPLINE, ktorá vygeneruje jednoduchú krivku zo splinu zodpovedajúcemu zadanej sérii bodov, pričom je možné nastaviť v koncových bodoch sklon interpolačnej krivky.



Obr. 5.6 Spline s 5 riadiacimi bodmi (13-16,24) vytvorený v ANSYS-e.

Transformáciou rotácie aplikovanej na vytvorenú krivku sme získali plášť svalového snopca, z ktorého sme príslušnými príkazmi vytvorili objem.

Druhým krokom bolo vytvorenie zväzku snopcov, ktorý by predstavoval samotný sval. Na začiatok sme sa rozhodli pre symetrické usporiadanie s jedným centrálnym a šiestimi krajnými snopcami.



Obr. 5.7 Symetrické usporiadanie svalových snopcov.

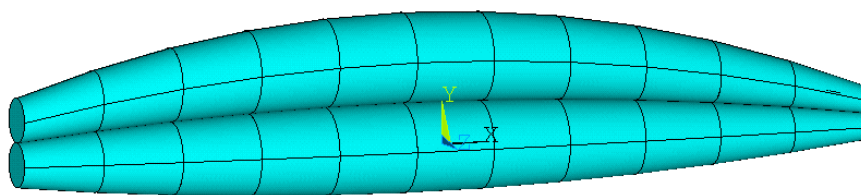
Uhol medzi strednicami dvoch krajných snopcov meraný vzhľadom na nultú strednicu predstavuje $\frac{\pi}{3}$, teda 60° . Súradnice stredníc krajných snopcov (x_i, y_i) sú:

$$x_i = 2r \cos\left(i \frac{\pi}{3}\right),$$

$$y_i = 2r \sin\left(i \frac{\pi}{3}\right), \quad i = 0, \dots, 6.$$

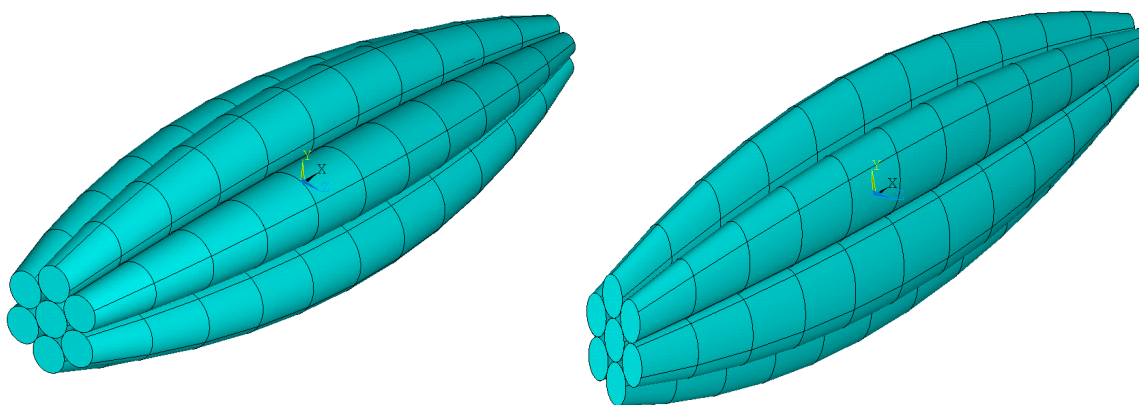
Vonkajšie hranice snopcov 1. krivej vrstvy (vrstva snopcov, ktorá sa dotýka stredného snopca s priamou strednicou – nultý snopce) reprezentujú maximálny meridiánový rez snopcom a vnútorné hranicu sú reprezentované dotyčnicami k základnému (strednému) snopcu. Maximálny meridiánový rez získame škálovaním funkcie priemeru základného snopca. V prípade vonkajšieho snopca nie je možné získať snopce rotáciou maximálneho meridiánového rezu okolo príslušnej strednice, keďže ich strednica je krivka a nie priamka ako vidíme na Obr. 5.8, kde horný snopce nie je rotačne symetrické teleso.

Bolo potrebné aproximovať objem svalových snopcov prostredníctvom čiastkových objemov dV , ktoré predstavujú zrezané kužele. Najprv bolo potrebné rozdeliť hornú aj spodnú hranicu snopca krivej vrstvy na $n+1$ bodov. Každý bod predstavuje stred kruhovej plochy v_i $i=1, \dots, n+1$, ktorá je kolmá na rovinu tvorenú nultou strednicou. Vytvorené plochy v_i predstavujú základne zrezaných kužeľov φ_j $j=1, \dots, n$, ktoré sme v systéme ANSYS získali použitím príkazu VEXT, teda extrudovaním plochy v_i so zadanými parametrami škálovania získanými pomerom vlastností plôch v_i a v_{i+1} . Následne sme objemy φ_j zjednotili $\mathcal{O} = \bigcup_{j=1}^n \varphi_j$, čím sme získali objem jedného krajného snopca $\mathcal{O}$. Ostatné snopce 1. krivej vrstvy sme získali cyklickou rotáciou snopca $\mathcal{O}$ okolo nulte strednice.



Obr. 5.8 Základný snopec (spodný) a snopec 1. krivej vrstvy (horný).

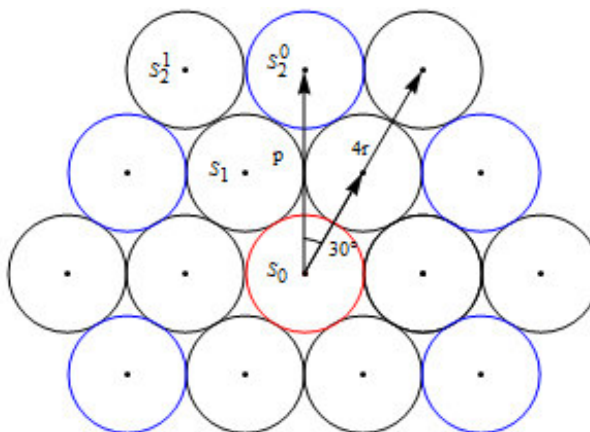
Takýmto spôsobom sme vytvorili sval s kruhovým prierezom snopcov v rovinách v , ktorého polomer nie je konštantný a súčasne nie je symetrický vzhľadom na rovinu yz . Teda priemery úponov svalu sa menia podľa vstupných parametrov a môžu mať rôzne hodnoty. Eliptický prierez dosiahneme škálovaním vytvorenej geometrie v smere osi z .



Obr. 5.9 Vľavo: sval s kruhovým prierezom snopcov, vpravo: sval s eliptickým prierezom snopcov.

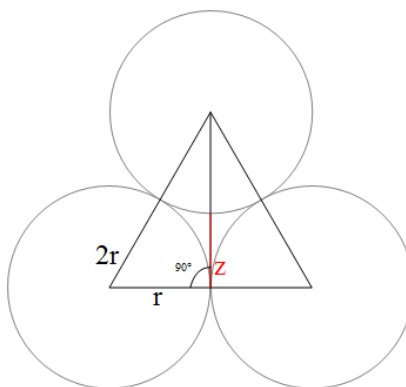
Rôznymi konfiguráciami svalových snopcov priliehajúcich jeden na druhý môžeme tvoriť svaly s rozmanitou morfológiou.

Tvorbu modelu nesymetrického svalu s jednou rovinou symetrie realizujeme v jeho charakteristickom priečnom reze.



Obr. 5.10 Nesymetrické usporiadanie svalových snopcov, r je polomer snopca.

V tomto prípade máme 2 krivé vrstvy snopcov, pričom vzdialenosť p strednice snopcov 2. krivej vrstvy S_2^0 (modrých snopcov) od strednice nultého snopca S_0 (červeného) je menšia než vzdialenosť snopcov 2. krivej vrstvy S_2^1 (čiernych) od nulte strednice, ktorá predstavuje štvornásobok polomeru.



Obr. 5.11 Vzťah vzdialeností medzi snopcami.

Veľkosť vzdialenosti z určíme podľa Obr. 5.11 z Pytagorovej vety:

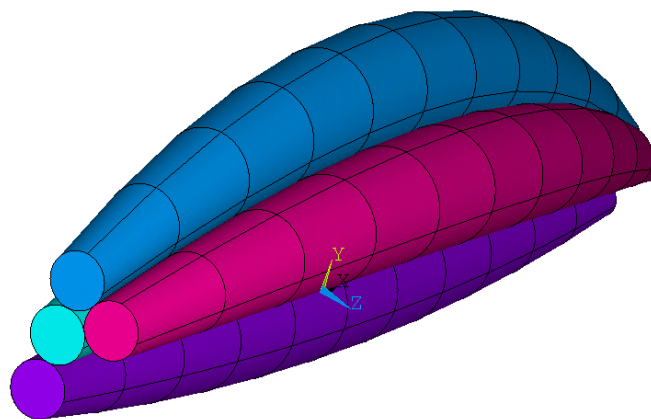
$$(z + r)^2 + r^2 = (2r)^2 \Rightarrow z = \sqrt{(2r)^2 - r^2} - r = (\sqrt{3} - 1)r,$$

potom vzdialenosť p strednice prierezovej kružnice svalového snopca 2. krivej vrstvy S_2^0 od strednice prierezovej kružnice nultého snopca S_0 je

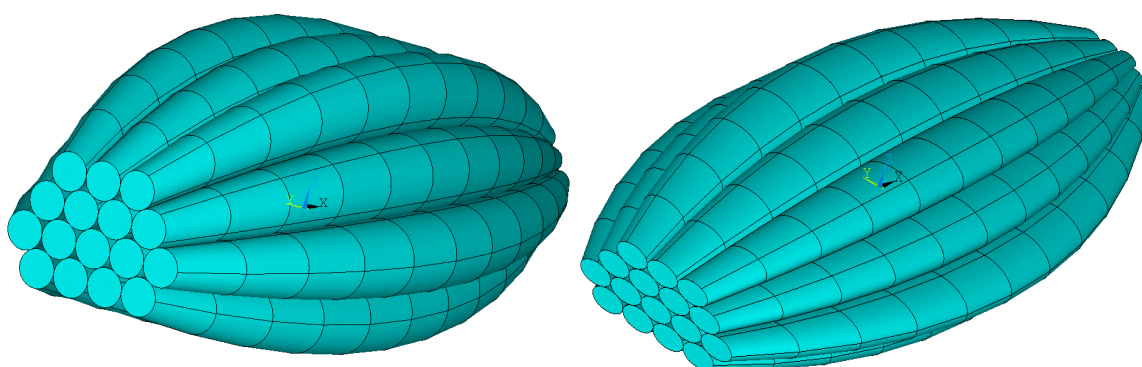
$$p = 2r + 2z = 2r\sqrt{3}.$$

Strednicu pre snopec 2.krivej vrstvy so stredom S_2^0 získame škálovaním maximálneho meridiánového rezu nultého snopca S_0 hodnotou $p-r$, a následne rotáciou o $\frac{\pi}{6}$ okolo nulte strednice. Vytvoríme dva snopce 2. vrstvy (so strednicami S_2^0 a S_2^1) a jeden snopec 1.vrstvy so strednicou S_1 rovnakým spôsobom ako v prípade symetrického svalu (Obr. 5.12). Ostatné snopce získame cyklickou rotáciou a následne aplikujeme škálovanie na hrúbku snopcov (Obr. 5.13).

Po snopcoch vymodelovaná geometria svalu sa ukázala byť veľmi dobrým východiskom pre potreby ďalšieho výskumu v oblasti biomechaniky.



Obr. 5.12 Základný snopec (fialový), snopec 1. krivej vrstvy (tyrkysový), snopec 2. krivej vrstvy (modrý) a posunutý snopec 2. krivej vrstvy (ružový).



Obr. 5.13 Nesymetrické svaly: s kruhovými (vpravo) a s eliptickými (vľavo) prierezmi svalových snopcov.

5.2. Biomechanická odozva žabieho svalu na zaťaženie ťahom

V nasledujúcich simuláciách sme predpokladali, že svaly sa správali dominantne elasticky a zlomkovo viskózne. Z toho dôvodu sme uvažovali len vplyv elasticity, ktorá zodpovedala Lamého rovniciam. Prvú simuláciu zaťaženia sme vykonávali na parametroch žaby získaných z [10]. Uvažovaný model materiálu svalu je homogénny, izotropný a lineárne elastický. Vďaka parametrizácii modelu svalu, sme mohli upraviť model, aby zodpovedal rozmerom žabieho svalu patriacemu k zadnej stehennej skupine svalov. Simulujeme zaťaženie ťahom na hamstringu, konkrétne na svalu semimembranosus (poloblantý), ktorý je znázornený na Obr. 5.15.

Dĺžka strednice nultého snopca je 34 mm a jeho polomer r je určený piatimi radiacimi bodmi z Obr. 5.5 nasledovne:

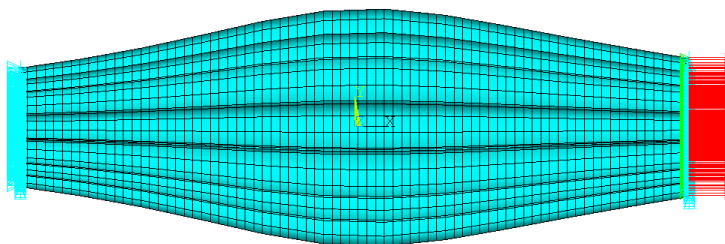
$$C = 0,6 \text{ mm}, B = 0,9 \text{ mm}, A = 1,2 \text{ mm}, B_2 = 1,0 \text{ mm}, C_2 = 0,7 \text{ mm}$$

Rozmery svalu závisia od polomeru r nultého snopca, pričom maximálna šírka je daná hodnotou $10r$ a maximálna hrúbka je $2r\sqrt{3}$.

Všetky svalové snopce sústavy sú modelované homogénnym lineárne pružným izotropným modelom materiálu. Tento model je určený dvomi parametrami, modulom pružnosti (E) a poissonovým číslom (μ). Pre žabí svalový snopec je $E = 0,28 \text{ MPa}$ a $\mu = 0,45$.

Riešime priestorovú úlohu, preto sme použili priestorový typ elementu Solid 168. Zvolili sme veľkosť objemového elementu 0,5 a sieť sme vytvorili prostredníctvom sweepu.

Pre zaťaženie ťahom sme určili ľavý koniec modelovaného svalu za fixný a zamedzili sme mu posuvy v pozdĺžnom smere, pričom jednému uzlu sme odobrali všetky stupne voľnosti. Pravý koniec svalu sme zaťažili ťahovou silou s veľkosťou 1 N v longitudiálnom smere (v smere osi x), ktorá približne zodpovedá zaťaženiu závažím s hmotnosťou 100 g.



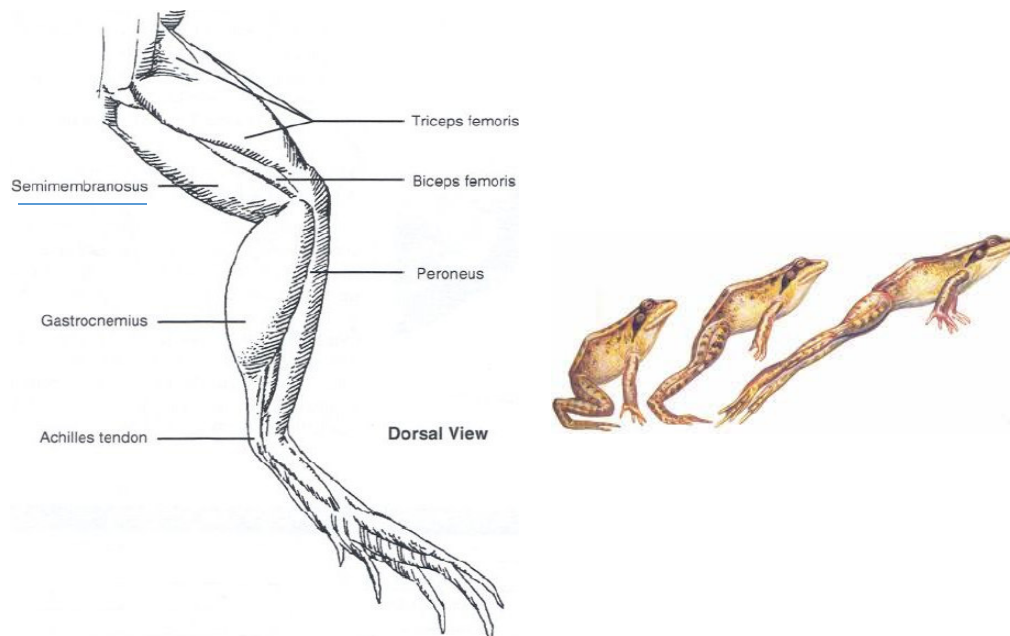
Obr. 5.14: Okrajové podmienky pre výpočet zaťaženia svalu ťahom

Ako výstupy sme zvolili zobrazenie posunutí pre celý sval, pomerné predĺženia pre nultý snopec a jeden snopec 2. krivej vrstvy, graf priebehu veľkosti pomerného predĺženia pre dotyčnicu snopcov 1. a 2. krivej vrstvy, celkové napätia v svale, v pozdĺžnom reze a dvoch priečných rezoch.

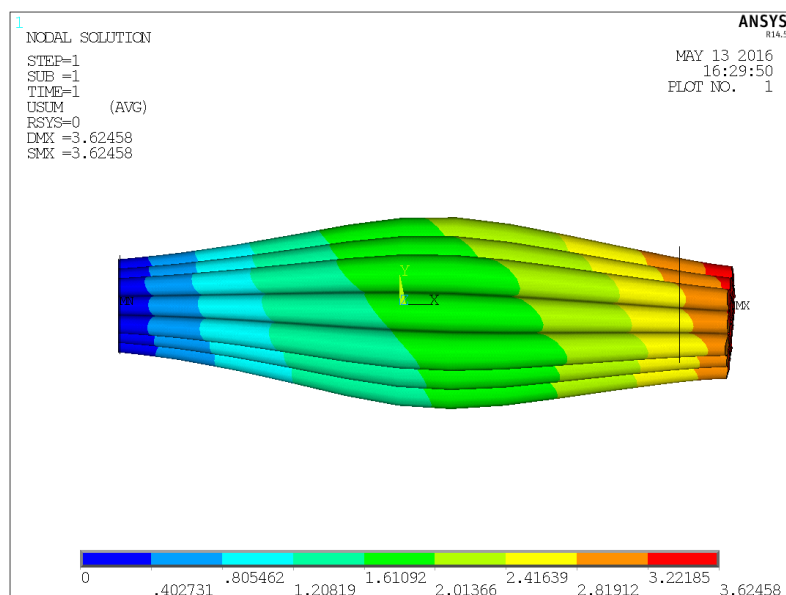
Obr. 5.16 zobrazuje excentrickú kontrakciu svalu, kedy sa sval vplyvom stimulácie natiahne. Tento typ kontrakcie je typický pre antagonistické svaly, ktorých úlohou je spomaliť, respektíve zastaviť pohyb vyvolaný agonistickým svalom. Modelovaný sval, semimembranosus, preberá úlohu antagonistu v okamihu žabieho skoku, znázornenom na Obr. 5.15. Predné stehenné svaly, biceps a triceps femoris, sú stiahnuté (koncentrická kontrakcia) a zadné svaly sú natiahnuté.

Z výsledkov modelovaných v softvéri ANSYS vyplýva, že modelovaný sval sa natiahne po celej dĺžke, pričom najvýraznejšie posunutie nastáva na ťahanom konci svalu. Na Obr. 5.16 môžeme vidieť pôvodnú hranicu svalu reprezentovanú čiernou čiarou na pravom konci svalu. Sval sa pri danej záťaži natiahol o 3,6 mm, čo predstavuje 10,5 %

pôvodnej dĺžky. Môžeme konštatovať, že zaťaženie svalu s dĺžkou 34 mm ťahovou silou 1N je reálne. Okrem pozdĺžneho premiestnenia môžeme pri excentrickej kontrakcii pozorovať aj priečne posunutia. Tieto sú spôsobené zákonom zachovania hmotnosti, teda pri zväčšení dĺžky svalu sa musí zmenšiť jeho hrúbka v každom bode funkčnej osi svalu.



Obr. 5.15: Vľavo - anatomické zobrazenie zadnej skupiny svalov žaby, vpravo - schematické znázornenie skoku žaby.



Obr. 5.16: Celkové premiestnenia v natiiahnutom svalu [mm].

Pre vykonanie presnejšej analýzy sme vybrali 2 svalové snopce, líšiace sa svojou vzdialenosťou od osi svalu a teda majúce rozdielnu geometriu. Na nich sme nechali vykresliť pomerné predĺženia (Obr. 5.18), teda pomer medzi pôvodnou dĺžkou svalu a dĺžkou po jeho

natiahnutí. Pre porovnanie sme vykreslili graf závislosti veľkosti pomerného predĺženia od pozície pre dotykovú krivku snopcov 1. a 2. krivej vrstvy.

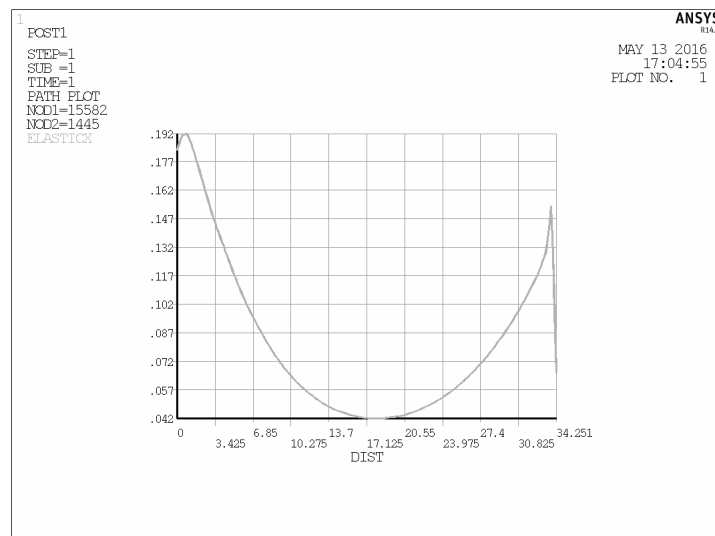
Strednica nultého svalového snopca bola paralelná so smerom ťažnej sily a teda zmena dĺžky snopca bola konštantná vzhľadom na jeho priemer. Najväčšie pomerné predĺženia nastali na oboch koncoch svalového snopca, pričom na ľavom, fixovanom konci, je hodnota pomerného predĺženia o 0,02 väčšia než na pravom, ťahanom konci. Rozdiel v hodnotách je spôsobený rozdielnymi hrúbkami pozdĺž snopca. Z toho dôvodu je na fixovanom konci snopca, ktorý má eliptický prierez s dĺžkou hlavnej polosi 0,6 mm, pozorovaná výraznejšia zmena dĺžky, než je tomu v prípade zaťaženého konca snopca.

Pomerné predĺženie snopca 2. krivej vrstvy, ktorého strednica je krivka, má rozdielny priebeh. Mediálna (bližšie k osi svalu) dĺžka maximálneho meridiánového rezu snopca je menšia ako laterálna (ďalej od osi svalu), z toho dôvodu nie sú pomerné predĺženia konštantné vzhľadom na prierez. Pri natiahnutí pozorujeme ako strednica snopca mení svoju polohu, pričom sa mení aj jej zakrivenie. Na časti snopca bližšie k laterálnemu meridiánovému rezu pozorujeme pomerné skrátenie, ktoré sa v priečnom reze lineárne mení na pomerné predĺženie. Teda časť snopca bližšie k nultému snopcu sa predlžuje, zatiaľ čo časť pri okraji svalu sa skrakuje v porovnaní so svojou pôvodnou dĺžkou. Súčasne sa mení veľkosť pomernej deformácie aj v pozdĺžnom smere, pričom opäť závisí aj od plochy priečneho rezu v danom bode.

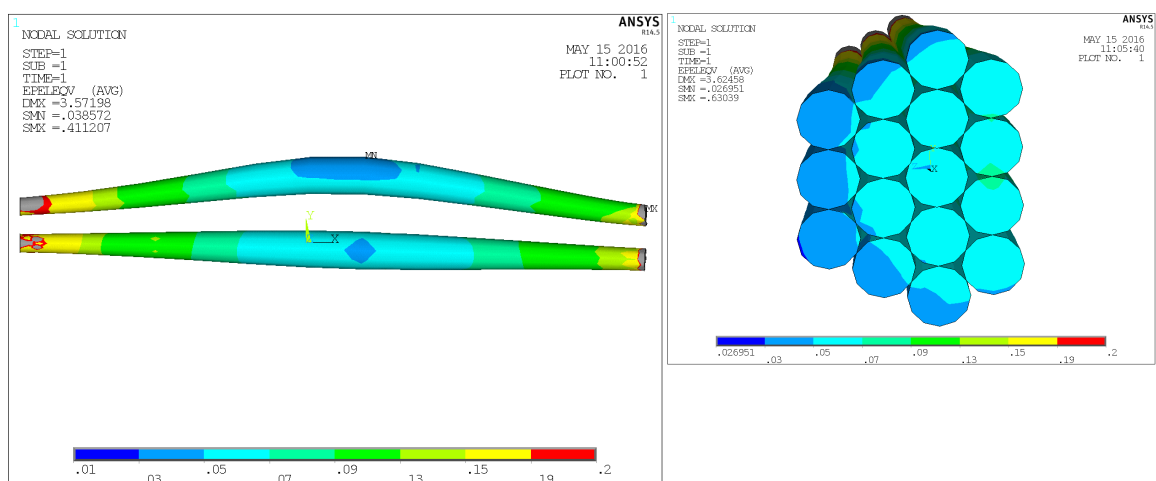
Celková dĺžka snopca 2. krivej vrstvy je väčšia než je dĺžka nultého snopca. Pri natiahnutí svalu sa nultý snopce predlžuje, ale súčasne aj zužuje, čo dovoľí snopcom v jeho okolí posun smerom k nulte strednici. Snopce 1. krivej vrstvy teda vykonávajú 3 čiastkové deformácie: celkový posun k nulte strednici spôsobený zúžením nultého snopca, predĺženie snopcov a samotné zúženie snopcov spôsobené ťahovou silou. Z toho dôvodu je pomerné predĺženie najmenšie na brušku snopcov (v strednej časti) a zväčšuje sa so zmenšujúcou sa plochou prierezu snopca 1. krivej vrstvy ale aj nulte vrstvy ako vidíme na Obr.33. Svalové snopce 2. krivej vrstvy sa primárne posunú k nulte strednici, pričom samotné natiahnutie snopca nastáva najskôr na minimálnom meridiánovom reze snopca, ktorého dĺžka je kratšia než dĺžka jeho maximálneho meridiánového rezu. Popísané správanie môžeme vidieť na priečnom reze svalu Obr. 5.18 vpravo, na ktorom je viditeľná rotačná symetria veľkostí napätí okolo nultého snopca.

Môžeme konštatovať, že veľkosť pomerného predĺženia ε závisí od geometrie snopca, vzdialenosti od osi svalu, ako aj od plochy jeho prierezu (čím je menšia plocha

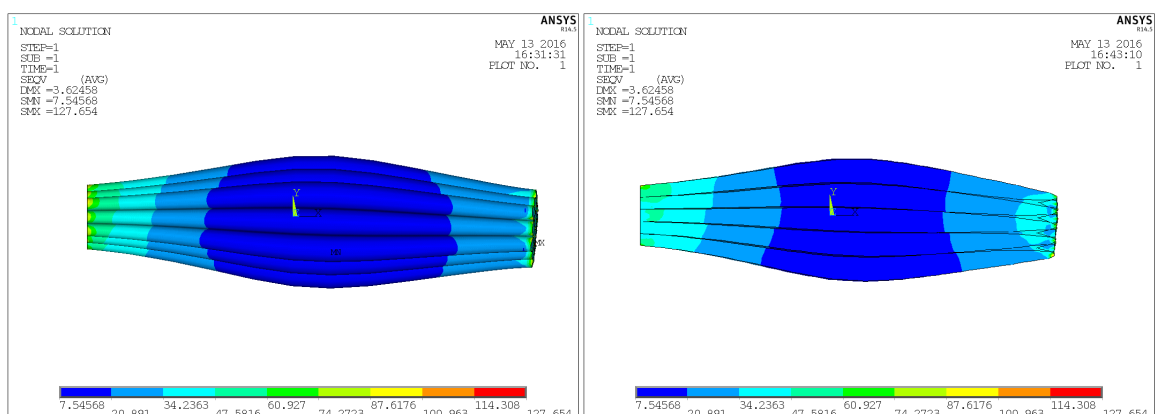
prierezu, tým nastane väčšie pomerné predĺženie) a od plochy prierezu snopcov, ktoré sú medzi ním a funkčnou osou svalu.



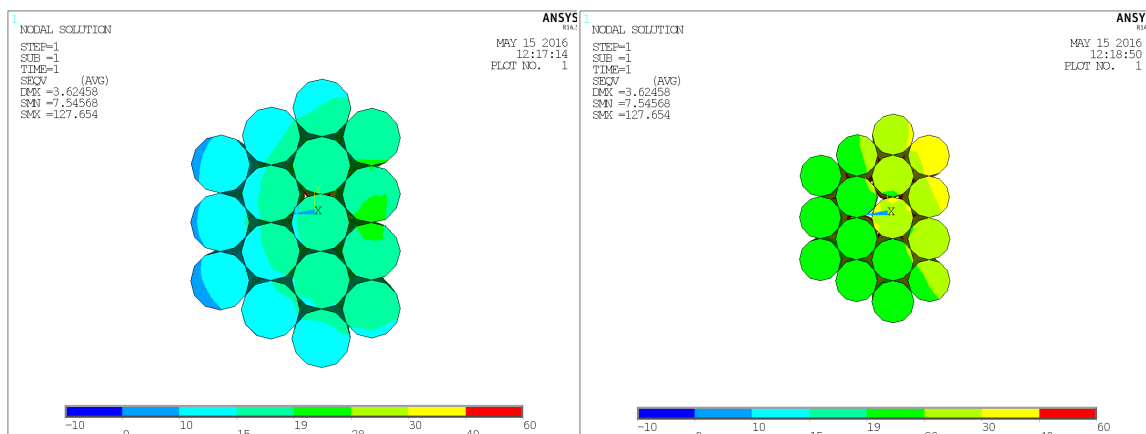
Obr. 5.17 Graf priebehu veľkosti pomerného predĺženia pre dotyčnicu snopcov 1. a 2. krivej vrstvy.



Obr. 5.18: Pomerné predĺženie: vľavo pre snopec 2. krivej vrstvy (hore) a pre nultý snopec (dole), vpravo priečný rez svalom vo vzdialenosti 17mm od ľavého konca svalu.



Obr. 5.19: Celkové napätie [Pa]: celý sval (vľavo), pozdĺžny rez svalom rovinou xz (vpravo).



Obr. 5.20 Celkové napätia: priečny rez stredom svalu (vľavo), priečny rez vo vzdialenosti 8.5 mm od ľavého konca (vpravo).

Rozmiestnenie napätí v natiahnutom svalu zodpovedá úmerne veľkostiam pomerných predĺžení v zodpovedajúcich uzloch. Ako vidíme na Obr. 5.19, najväčšie celkové napätia sú dosiahnuté na oboch koncoch svalu, kde je plocha prierezu svalu najmenšia. V miestach fixovaného úponu dosahuje napätie maximálne hodnoty, keďže sval odoláva ťahu (reakcia v mieste uchytenia). Porovnaním napätí na celom svalu a v jeho longitudiálnom reze pôžeme pozorovať, že veľkosť napätia v snopcoch závisí aj od ich vzdialenosti od nultého snopca. Čím väčšia je táto vzdialenosť, tým menšia je hodnota napätia (Obr. 5.20).

Výrazné rozdiely v napätiach a pomerných predĺženiach na oboch koncoch svalu, sú spôsobené zaťažením aplikovaným na uzloch diskretizovanej oblasti potrebnej pre výpočet metódou konečných prvkov. Celkovo vo svalu prevládajú rádovo nižšie hodnoty a to 7 Pa až 35 Pa oproti 74 Pa dosiahnutých v laterálnych oblastiach snopcov 2.krivej vrstvy pri oboch koncoch snopcov.

V ľudskom tele sa na oba konce svalu napájajú šľachy, vytvorené z väzivového tkaniva, prostredníctvom ktorých sa sval pripevňuje ku kosti. Keďže sú šľachy tvorené elastickým tkanivom, taktiež reagujú na zaťaženie. Súčasne prenášajú napätie vyvinuté svalom na kosť, čím zabráňujú trvalej deformácii kosti spôsobenej vysokým napätím v svaloch.

Získané výsledky potvrdili predpokladaný vzťah medzi geometriou svalových snopcov a ich elastickou odozvou na zaťaženie ťahom. Tvar a usporiadanie svalových snopcov majú výrazný vplyv na vyvinuté napätie v svalu, a teda aj na svalovú silu.

5.3. Biomechanická odozva ľudského svalu na zaťaženie ťahom

Druhá simuláciu zaťaženia bola vykonávaná na parametroch ľudského svalu získaných z [10]. Uvažovaný model materiálu svalu je opäť homogénny, izotropný a lineárne elastický. Hodnoty Youngovho modulu pružnosti E sú v rozpätí 0,1 - 2,8 MPa. Rozptyl hodnôt je spôsobený diverzitou svalov v rámci ľudského tela ako aj rozdielnosťou kostrového svalstva medzi ľuďmi. Modul pružnosti svalov vzpieračov je väčší ako u novorodencov, teda vzpierači sú schopní uniesť väčšiu váhu bez trvalého poškodenia svalov.

Pre možnosť porovnania výsledkov simulácie s výsledkami odozvy žabieho svalu, sme sa rozhodli použiť hodnotu modulu pružnosti v ťahu $E = 2,8$ MPa. V tomto prípade je Youngov modul ľudského svalu 10-krát väčší ako žabieho svalu. Sval modelujeme ako nestlačiteľný, teda $\mu = 0,49$.

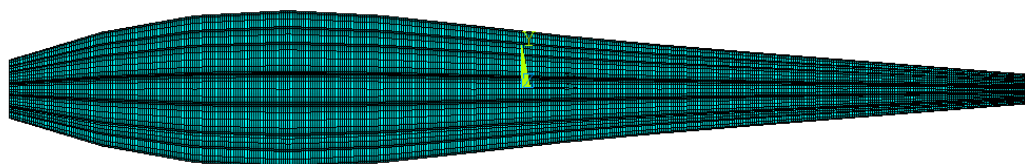
Parametrizovaný model svalu sme upravili, aby zodpovedal ľudskému svalu brachioradialis. Jeho lokalizácia v ľudskom tele je znázornená na Obr. 5.1. Vybraný sval má úlohu flexoru, uplatňuje sa predovšetkým svojou silovou flexiou predlaktia pri zdvíhaní ťažkých bremien a pri rýchlom pohybe. Dôležitú rolu vtedy zohrávajú FT vlákna a teda môžeme zanedbať viskóznou zložku svalu. Príslušné rozmery svalu sme získali experimentálnym meraním podľa dostupných informácií o jeho upevneniach na kosti hornej končatiny [9].

Dĺžka strednice nultého snopca je 220 mm a x-ové súradnice riadiacich bodov určujúce jeho polomer r sú nasledovné:

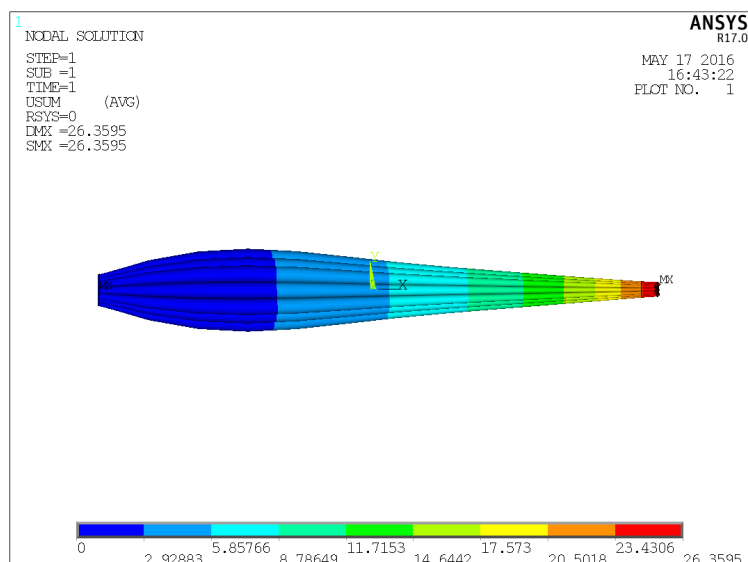
$$C = 1,25 \text{ mm}, \quad B = 3,37 \text{ mm}, \quad A = 2,5 \text{ mm}, \quad B_2 = 1,5 \text{ mm}, \quad C_2 = 0,62 \text{ mm}$$

Rovnako ako v prvej simulácii sme rozdelili výpočtovú oblasť na mriežku s veľkosťou elementu 0,5 pomocou sweepu a použili sme pre typ elementu Solid 168.

Ľavý koniec sme fixovali v smere x , pričom sme jednému uzlu odobrali všetky stupne voľnosti a pravý koniec sme zaťažili v smere x ťahovou silou s veľkosťou $F = 10$ N.



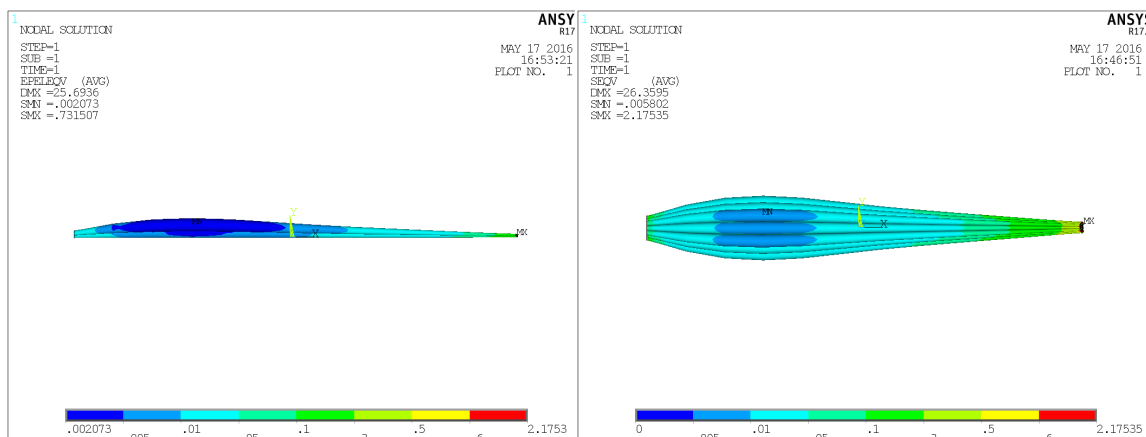
Obr. 5.21 Diskretizovaná geometria modelu svalu brachioradialis.



Obr. 5.22 Celkové premiestnenia v natiahnutom ľudskom svalu [mm].

Na obrázku Obr. 5.22 môžeme vidieť celkovú zmenu dĺžky reprezentujúcu elasticú odozvu na zaťaženie ťahom. Zaťažený koniec svalu sa predĺži o 26,3 mm, čo predstavuje 12% pôvodnej dĺžky. V prípade žabieho svalu predstavovala zmena dĺžky len 10,5%. Vzhľadom na rovnaký pomer modulu pružnosti a zaťaženia v oboch simuláciách môžeme konštatovať, že rozmery svalu majú výrazný vplyv na elasticú odozvu.

Rozmiestnenie hodnôt pomerných predĺžení zodpovedá výsledkom z predchádzajúcej simulácie. Najmenšie deformácie nastávajú v laterálnom okolí bruška svalu, pričom sa zväčšujú smerom k nulte strednici a súčasne aj smerom k užším častiam svalu. Pozorujeme tri zložky deformácie: posun snopcov oboch krivých vrstiev k nulte strednici, zúženie svalu a natiahnutie svalu. Snopce 2. krivej vrstvy v okolí bruška svalu majú takmer nulové hodnoty pomerného predĺženia, pričom na ťahanom konci dosahujú rovnaké hodnoty ako snopce 1. krivej vrstvy a nultý snopce. Podľa Obr. 5.23 sa maximálne pomerné predĺženie s hodnotou 0,73 nachádza práve na zaťaženom konci svalu. Zhodné hodnoty rôznych snopcov v tejto oblasti je možné objasniť geometriou svalu. Hrúbka zväzkov svalových vlákien na pravom konci je 1,24 mm v priereze, teda sval tu má hrúbku maximálne 6,2 mm. V porovnaní s najširším miestom svalu s hodnotou 33,7 mm je na zaťaženom konci výrazne menší objem hmoty. Pri zaťažení tu takmer nedochádza k zúženiu svalu (v porovnaní s bruškom svalu) a teda ani k zúženiu snopcov. Z toho dôvodu sa snopce 1. a 2. krivej vrstvy neposúvajú smerom k nulte strednici. Vo výsledku sú priečne deformácie minimálne a prevažujú pozdĺžne deformácie vo všetkých snopcoch.



Obr. 5.23 Vľavo: Pomerné predĺženia snopcov 1. krivej (spodný) a 2. krivej (horný) vrstvy;

Vpravo: Celkové napätia [Pa] v natiahnutom ľudskom svali.

Napätia zodpovedajú lokalizácii hodnôt pomerných predĺžení. Najväčšie napätia vznikajú na pravom konci svalu a dosahujú 100 násobok hodnôt v laterálnej časti bruška svalu, pričom sa pohybujú v rozmedzí 0,005 – 2,17 Pa. Z hodnôt napätí môžeme usudzovať, že napriek 12% predĺženiu svalu, nepredstavuje ťah silou $F = 10$ N výrazné zaťaženie. Napätie dosahuje veľkosť do 1 Pa v prevažnom objeme svalu a 2 Pa dosiahne len v oblasti zaťažených uzlov. Opäť sa ukazuje vplyv dĺžky svalu na elasticnú odozvu. Dlhší sval je schopný výraznejšej deformácie, ale súčasne dochádza k nižším napätiam. Každé vlákno má určitú schopnosť deformácie a ak je dlhšie, deformácia je výraznejšia. Z toho dôvodu dlhšie snopce reagujú na ťah z hľadiska deformácie výraznejšie, ale ich elasticita im umožňuje minimalizovať výsledné napätie, ak uvažujeme deformáciu, ktorá neprekročí medzu pružnosti.

5.4. Modely vretenovitého svalu

Nami vytvorený parametrizovaný model svalu umožňuje vytvoriť geometriu rôznych svalov. Pre názornosť sme vybrali 3 svaly ľudského tela, brachialis, sartorius a brachioradialis, ktoré sme namodelovali použijúc parametre získané experimentálnymi meraniami (Tab p 1). Ich lokalizáciu v ľudskom tele sme určili podľa [9]. Modelujeme dvojice svalov, ktoré sa líšia svojimi rozmermi. Sartorius (krajčírsky sval) je najdlhším svalom ľudského tela a vytvorili sme jeho geometriu pre 2 dĺžky, pozri Obr. p 3-4, zodpovedajúce rozmerom dieťaťa a dospelého človeka. Brachialis a brachioradialis modelujeme pre 2 prípady, prirodzený stav (Obr. p 1, Obr. p 5) a hypertrofovaný stav (zväčšený objem svalu spôsobený napr. silovým cvičením) (Obr. p 2, Obr. p 6).

6 Záver

V tejto práci sme sa zaoberali biomechanickými vlastnosťami priečne pruhovaného svalstva. Odvodili sme vzťahy pre určenie síl pôsobiacich v horných končatinách pri statických polohách cvičenia kľuku a pri zodvihnutí pohára pri jednom stupni voľnosti. Skúmali sme elastické odozvy žabieho svalu semimembranosus na zaťaženie ťahom s hodnotou 1N a ľudského svalu brachioradialis so zaťažením silou 10 N. Pre modelovanie takéhoto zaťaženia sme vytvorili parametrizovaný počítačový model vretenovitého svalu tvoreného svalovými snopcami, pripravili sme vstupné hodnoty pre žabí a ľudský sval, definovali spôsoby zaťaženia, realizovali simulácie v softvéri ANSYS a vyhodnotili získané výsledky. Analýzy výsledkov ukázali, že tvar svalu ovplyvňuje elastickú odozvu. Pomerné predĺženie svalových snopcov závisí od plochy priečného rezu, tvaru strednice a vzdialenosti od osi svalu. Na dosiahnutie vytýčených cieľov sme sa museli vopred oboznámiť s anatómiou priečne pruhovaného svalstva i s jeho viskoelastickými a biomechanickými vlastnosťami, s matematickým základom popisujúcim elasticitu pevných telies a s metodickými postupmi súvisiacimi s modelovaním v softvéri ANSYS, ktoré je nutné uplatniť pri tvorbe geometrie a jej nevyhnutnej diskretizácii pre realizáciu simulácií.

Vytvorený parametrizovaný model vretenovitého svalu je možné využiť pre potreby ďalšieho výskumu v oblasti biomechaniky.

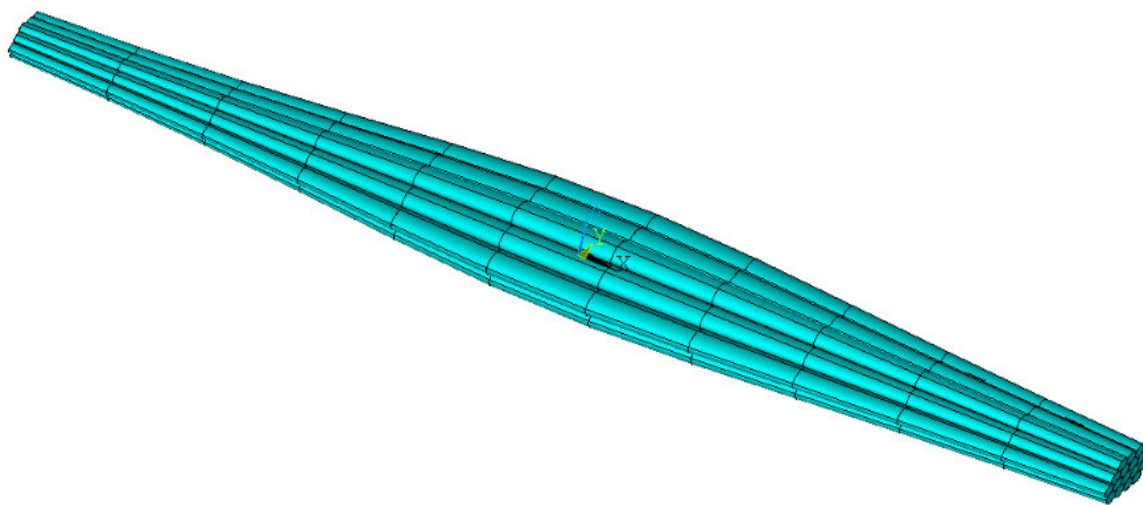
Literatúra

- [1] GLUECK, M., et al. Modeling and simulation of skeletal muscle for computer graphics: A survey. Now, 2012.
- [2] HALL, S. J. Basic biomechanics. McGraw-Hill Humanities, Social Sciences & World Languages, 1995.
- [3] HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences, 1938, 126.843: 136-195.
- [4] LÁNIK, V. Kineziológia. Vyd. 1., Martin, Osveta, 1990. ISBN 80-217-0136-6.
- [5] MINÁROVÁ, M.; SUMEC, J. Application of More Complex Rheological Models in Continuum Mechanics. Transactions of the VŠB–Technical University of Ostrava, Civil Engineering Series, 2015.
- [6] MINÁROVÁ, M., SUMEC, J.: Differential Equations in Biomechanics, Forum Statisticum Slovacum 5/2013, Slovenská štatistická a demografická spoločnosť, ISSN 1336-7420
- [7] OTTOVÁ-LEITMANNOVÁ, A. Základy biofyziky. ALFA-vydavateľstvo technickej a ekonomickej, 1993, ISBN, 80-05-01138-5
- [8] PÉRILLEUX, E. Biologie humaine – Anatomie, physiologie, santé, 2ème edition, Nathan, 1995, ISBN 2-09-176564-3.
- [9] SINĚLNIKOV, R. D. Atlas anatomie člověka I. Díl. 3. vydání. Praha: Avicenum, 1980, 468 s. ISBN 08-039-80.
- [10] VALENTA, J.; NĚMEC, J. Biomechanika. Academia, 1985.
- [11] ŽIVČÁK, J. a kol.: Biomechanika člověka II., Prešov, 2007, ISBN 978-80-89040-31-5.

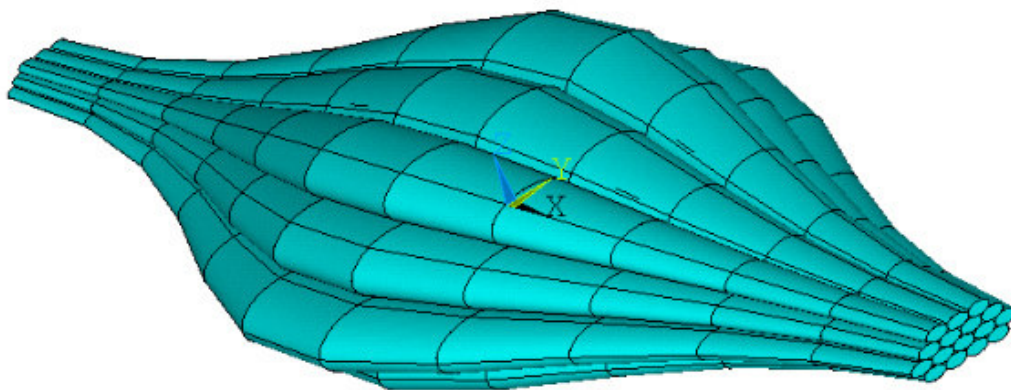
Príloha

	Brachialis	Brachialis hypertrofovaný	m. Sartorius krátky	m. Sartorius dlhý	Brachio- radialis	Brachio- radialis hypertrofovaný
C	2 mm	2 mm	0,125 mm	0,125 mm	1,25 mm	1,25 mm
B	3 mm	5 mm	0,25 mm	0,25 mm	3,37 mm	6 mm
A	3,75 mm	8,75 mm	0,25 mm	0,25 mm	2,5 mm	3,5 mm
B2	2,5 mm	4 mm	0,25 mm	0,25 mm	1,5 mm	1,5 mm
C2	1,5 mm	1,5 mm	0,25 mm	0,25 mm	0,62 mm	0,62 mm
ds	200 mm	200 mm	200 mm	430 mm	180 mm	180 mm

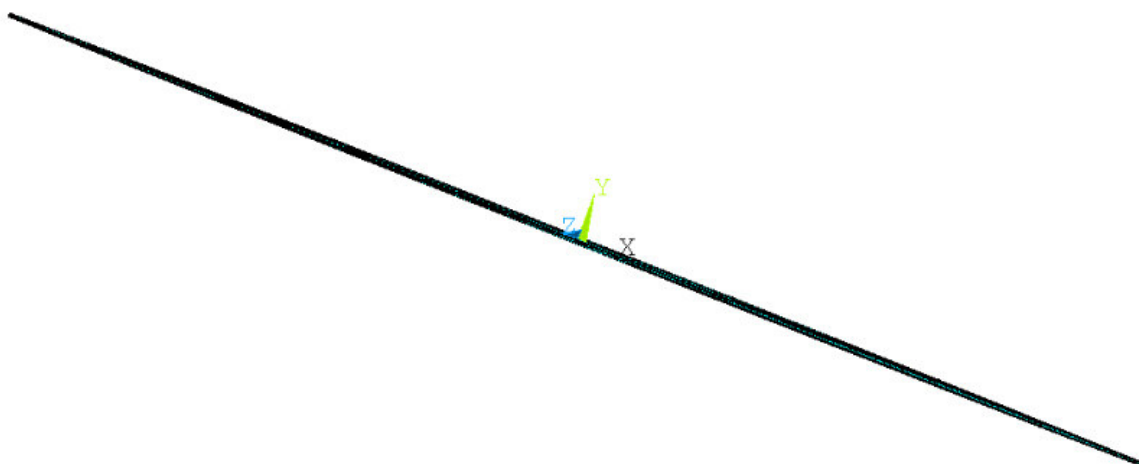
Tab p 1: Tabuľka vstupných parametrov pre modely vybraných svalov. Hodnoty pre C,B,A,B2 a C2 predstavujú polomer nultého snopca v príslušnom riadiacom bode, ds je dĺžka strednice nultého snopca. Hodnoty sú aproximované z experimentálnych meraní.



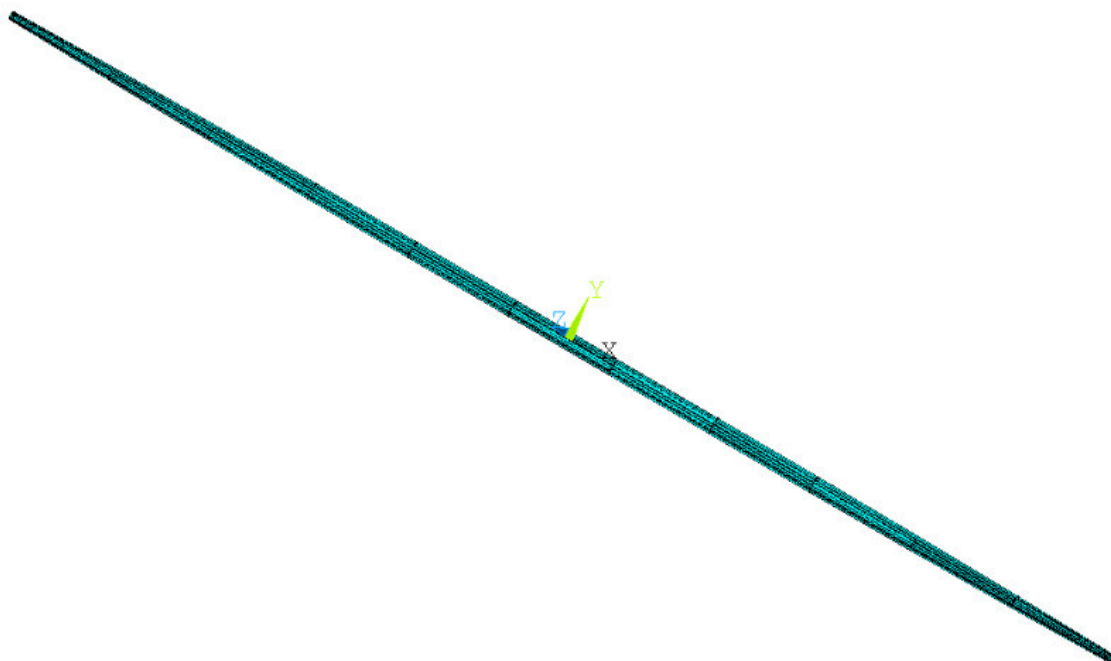
Obr. p 1: Sval brachialis s parametrami z Tab p 1.



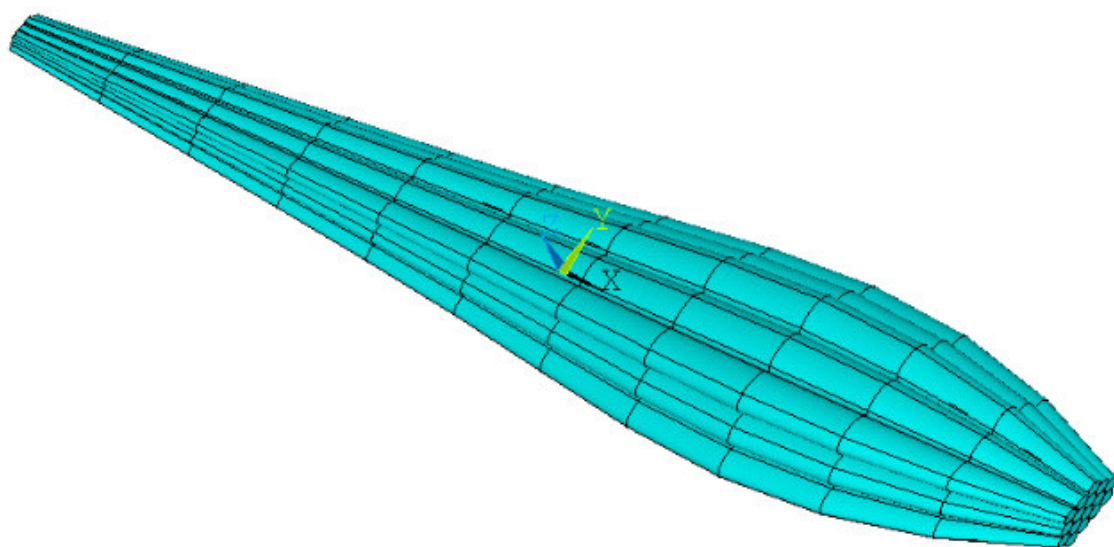
Obr. p 2: Hypertrofovaný brachialis s parametrami z Tab p 1.



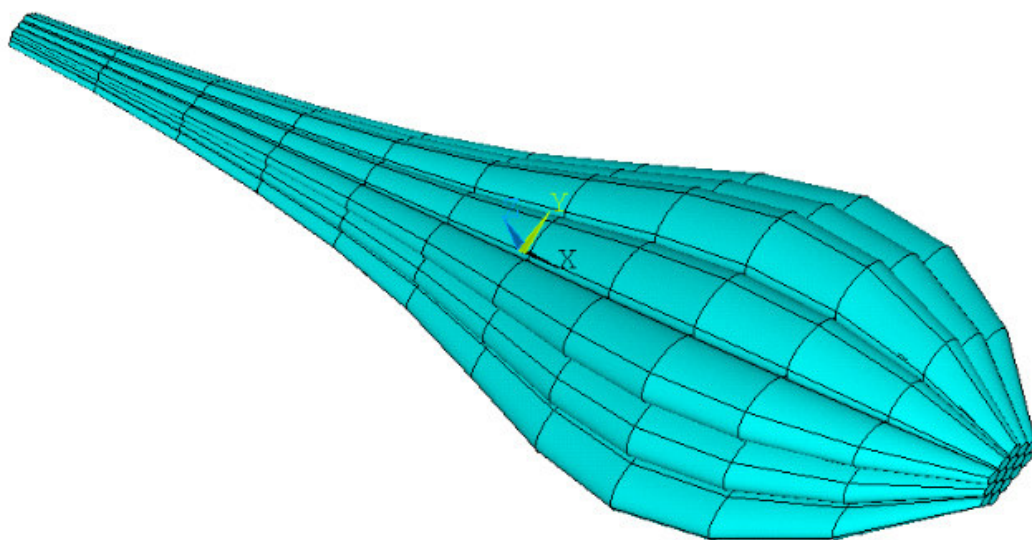
Obr. p 3: M. sartorius (krajčírsky sval) dospelého človeka vytvorený podľa Tab p 1.



Obr. p 4: M. sartorius dieťaťa vytvorený podľa Tab p 1.



Obr. p 5: Brachioradialis s parametrami z Tab p 1.



Obr. p 6: Hypertrofovaný brachioradialis s parametrami Tab p 1.